

Máster en Ingeniería Biomédica



Trabajo Fin de Máster

ESTUDIO DE LA POTENCIACIÓN ELÉCTRICA EN EL
CUÁDRICEPS DURANTE CONTRACCIONES VOLUNTARIAS
MÁXIMAS SOSTENIDAS EN CONFIGURACIONES MONOPOLAR
Y BIPOLAR.

Autora: Olivia Rodríguez Martín

Tutor: Javier Rodríguez Falces

Fecha: Febrero 2015

*A la procrastinación,
cuántos buenos momentos
hemos desaprovechado juntas*

Agradecimientos

En primer lugar quiero agradecer a mis padres la oportunidad de poder haber realizado este máster, os agradezco la confianza que depositáis en mí, hace que siempre intente superarme. También a Gara y a Carlos, por el apoyo, aunque sea en la distancia.

A Sam, porque de Pamplona me llevo una amiga y un máster, mucho más de lo que traía.

Y a Javier, por enseñarme con paciencia.

También me gustaría recordar las palabras del poeta:

“Hoy es siempre todavía, toda la vida es ahora. Y ahora, ahora es el momento de cumplir las promesas que nos hicimos. Porque ayer no lo hicimos, porque mañana es tarde. Ahora.”

A.M.

Hoy, hoy será siempre todavía.

Índice de Contenidos

Índice de Contenidos	i
Índice de Figuras.....	v
Acrónimos.....	vii
Capítulo 1: Introducción y objetivos	1
1 Resumen	1
2 Contexto.....	2
3 Objetivos	2
4 Hipótesis.....	2
Capítulo 2: Fundamentos fisiológicos	3
1 Introducción	3
2 Sistema neuromuscular	3
2.1 Componentes del sistema neuromuscular	4
2.1.1 Motoneurona	4
2.2 Unidad motora	6
3 Organización del músculo	6
3.1 Músculo	6
3.2 Fibra muscular	7
3.3 Sinapsis	8
3.4 Unidad motora	9
4 Potenciales intracelulares y extracelulares.	10
4.1 Potencial de acción intracelular	10
4.2 Potenciales extracelulares.....	11
4.2.1 Potencial extracelular de fibra simple	11
4.2.2 Potencial de Acción de una Unidad Motora	12
4.2.3 Electromiograma superficial	13
4.2.4 Contracciones	13
4.2.5 Mecanismo de contracción voluntaria	14
4.2.6 Modelo de la señal EMG voluntaria.....	15
4.2.7 Mecanismo de control de la señal evocada.....	15
4.2.8 Modelo de la señal EMG evocada.....	16
5 Factores que afectan a los potenciales extracelulares	17
5.1 Fatiga	17
5.1.1 Fatiga y su efecto en la señal electromiográfica.....	17

5.1.2	Fatiga central.....	17
5.1.3	Fatiga periférica	17
5.2	Factores asociados a la fatiga que afectan a la señal evocada	18
5.3	Factores asociados a la fatiga que afectan a la señal voluntaria	18
5.4	Potenciación muscular	19
5.5	Otros factores.....	19
Capítulo 3: Procedimientos experimentales		21
1	Introducción	21
2	Sujetos.....	21
3	Material.....	21
3.1	Máquina de extensión de cuádriceps	22
3.2	Sistema de adquisición y amplificación de señales biomédicas	23
3.3	Herramientas software	24
3.4	Estimulador	25
3.5	Electrodos.....	25
3.5.1	Estimulación	25
3.5.2	Captación	26
3.6	Acondicionamiento	26
4	Escalera de reclutamiento	27
5	Protocolo de fatiga.....	28
6	Disposición de los electrodos	29
6.1	Estimulación	29
6.2	Captación.....	30
Capítulo 4: Análisis de datos.....		31
1	Introducción	31
2	<i>M-Wave</i>	31
3	Configuraciones monopolar y bipolar	32
4	Velocidad de conducción	33
5	Músculos implicados.....	34
6	Parámetros de estudio.....	35
6.1.1	Amplitud de la primera fase	35
6.1.2	Amplitud de la segunda fase.....	36
6.1.3	Amplitud pico-pico.....	36
6.1.4	Duración pico-pico	37
6.1.5	Frecuencia media.....	37
6.1.6	Área	38
7	Análisis estadístico	39
Capítulo 5: Resultados		41
1	Introducción	41
2	Resultados.....	41
2.1	Estudio del efecto del músculo	42
2.1.1	Amplitud de la primera fase	42
2.1.2	Amplitud de la segunda fase.....	42
2.1.3	Amplitud pico-pico.....	43
2.1.4	Duración	43
2.1.5	Frecuencia mediana	44

2.1.6	Área	44
2.2	Estudio del efecto de la configuración	45
2.2.1	Amplitud de la primera fase	45
2.2.2	Amplitud de la segunda fase	45
2.2.3	Amplitud pico-pico	46
2.2.4	Duración	46
2.2.5	Frecuencia mediana	47
2.2.6	Área	47
2.3	Velocidad de conducción	48
3	Discusión	49
3.1	Estudio del efecto del músculo	49
3.1.1	Amplitud de la primera fase	49
3.1.2	Amplitud de la segunda fase	49
3.1.3	Amplitud pico-pico	50
3.1.4	Duración	50
3.1.5	Frecuencia mediana	50
3.1.6	Área	51
3.2	Estudio del efecto de la configuración	51
3.2.1	Amplitud de la primera fase	51
3.2.2	Amplitud de la segunda fase	51
3.2.3	Amplitud pico-pico	51
3.2.4	Duración	52
3.2.5	Frecuencia mediana	52
3.2.6	Área	52
3.3	Velocidad de conducción	52
Capítulo 6: Conclusiones y líneas futuras		53
1	Conclusiones	53
2	Líneas futuras	54
Capítulo 7: Bibliografía		55

Índice de Figuras

Figura 1: Sistema nervioso	3
Figura 2: Esquema de las vías del sistema nervioso	4
Figura 3: Estructura de una motoneurona	5
Figura 4: Esquema de conexión entre médula y músculo. Ilustración de varias unidades motoras	5
Figura 5: Unidad motora	6
Figura 6: Fibra muscular	7
Figura 7: Partes de la miofibrilla	8
Figura 8: Esquema de la sinapsis	8
Figura 9: Posición de los puntos de inervación	9
Figura 10: Fibras de UMs de tipo I y II	9
Figura 11: Perfil temporal del potencial de acción	10
Figura 12: Propagación del potencial	11
Figura 13: Esquema de la generación del SFAP	12
Figura 14: Consecuencias de la variación de parámetros en el SFAP	12
Figura 15: Representación del MUAP	12
Figura 16: Esquema del registro del EMG	13
Figura 17: Esquema contracción voluntaria	14
Figura 18: Modelo de generación de señales voluntarias	15
Figura 19: Esquema contracción evocada	16
Figura 20: Modelo de generación de señales evocadas	16
Figura 21: Señal EMG evocada (<i>M-wave</i>) registrada antes (azul) y después (negra) de un protocolo de fatiga	18
Figura 22: Señal EMG al comienzo y al final del protocolo	19
Figura 23: Disposición del material para la realización del protocolo	22
Figura 24: Estimulador y máquina de adquisición	22
Figura 25: Máquina de cuádriceps	23
Figura 26: Unidad de captación MP36 de <i>BIOPAC System</i>	24
Figura 27: Captura del BIOPAC StudentLab Pro	24
Figura 28: Estimulador DS7AH de Digitimer	25
Figura 29: Cable D185-HB4-2	25
Figura 30: Electrodo de estimulación	26
Figura 31: Electrodo empleado en la captación	26
Figura 32: Ejemplo de estimulaciones de una curva de reclutamiento teórica	27

Figura 33: Señales de fuerza y electromiografía resultantes de la escalera de reclutamiento real	27
Figura 34: Ejemplo de estimulaciones de control y protocolo teóricas.....	28
Figura 35: Señales de fuerza y electromiografía resultantes del protocolo de fatiga	28
Figura 36: Señales de electromiografía y fuerza resultantes del protocolo de fatiga de <i>BIOPAC StudentLab PRO</i>	29
Figura 37: Configuración de los electrodos de estimulación	29
Figura 38: Configuración esquemática de la configuración de electrodos.....	30
Figura 39: Ejemplo de posicionamiento de electrodos para el vasto lateral.....	30
Figura 40: Ejemplo de <i>M-wave</i>	31
Figura 41: Monopolares VS Bipolar.....	32
Figura 42: Señal proximal y distal.....	33
Figura 43: Velocidad de conducción alta	34
Figura 44: Velocidad de conducción baja.....	34
Figura 45: Recto femoral, vasto lateral y vasto medial.....	35
Figura 46: Amplitud de la primera fase.....	35
Figura 47: Amplitud de la segunda fase	36
Figura 48: Amplitud pico-pico	36
Figura 49: Duración pico-pico	37
Figura 50: Frecuencia mediana	38
Figura 51: Área	38
Figura 52: Resultados de la amplitud positiva para las señales monopulares	42
Figura 53: Resultados de la amplitud negativa para las señales monopulares	42
Figura 54: Resultados de la amplitud pico-pico para las señales monopulares	43
Figura 55: Resultados de la duración para las señales monopulares	43
Figura 56: Resultados de la <i>Fmedian</i> para las señales monopulares.....	44
Figura 57: Resultados del área para las señales monopulares	44
Figura 58: Resultados de la amplitud positiva según su configuración	45
Figura 59: Resultados de la amplitud negativa según su configuración	45
Figura 60: Resultados de la amplitud pico-pico según su configuración	46
Figura 61: Resultados de la duración según su configuración	46
Figura 62: Resultados de la <i>Fmedian</i> según su configuración	47
Figura 63: Resultados del área según su configuración	47
Figura 64: Velocidad de conducción en el 1)VL, 2)VM y 3)RF.....	48

Acrónimos

ANOVA	Analysis of Variance
EMG	Electromiograma
sEMG	Electromiograma superficial
MATLAB	Matrix Laboratory
MFCV	Muscle Fiber Conduction Velocity
MUAP	Motor Unit Action Potential
RF	Recto Femoral
SFAP	Single Fiber Action Potential
SW	Step Wise
TFM	Trabajo Fin de Máster
UPNA	Universidad Pública de Navarra
VL	Vasto Lateral
VM	Vasto Medial

Capítulo 1: Introducción y objetivos

1 Resumen

El registro de los potenciales de la actividad eléctrica de los músculos se conoce como electromiografía (EMG). El músculo está compuesto por fibras musculares, y éstas se agrupan formando lo que se conoce como unidades motoras, que se excitan debido al sistema nervioso. Existen diferentes tipos de electromiografía, atendiendo al tipo de electrodo que se utilice, estos pueden ser: intramuscular o superficial (sEMG). Además, la las señales EMG se puede obtener mediante la contracción voluntaria por parte del sujeto o mediante un estímulo externo generado artificialmente. En este proyecto se consideran únicamente la señal EMG superficial generada externamente con un neuroestimulador, a partir de ahora denominada *M-wave*.

Las *M-waves* son señales que contienen dos fases, la primera refleja la propagación de los potenciales en la fibra, y la segunda la extinción en el tendón. Hay evidencias de que estas fases se podrían comportar de manera diferente durante el ejercicio muscular. Además, la configuración con la que se registra el potencial (monopolar o bipolar) también podría afectar las características de la *M-wave*. El objetivo de este trabajo es estudiar el fenómeno de potenciación eléctrica (aumento de la señal eléctrica) en los músculos del cuádriceps durante la fatiga muscular, usando una configuración de electrodos monopolar y bipolar, y comprobar si esa potenciación se manifiesta igualmente en la primera y en la segunda fase de la *M-wave*.

Las pruebas se realizaron en tres músculos: vastos lateral y medial, y recto femoral. El protocolo de fatiga consistió en una contracción máxima sostenida de 3 minutos. Se midieron los parámetros de amplitud, duración, área y frecuencia de las *M-waves*, así como su velocidad de conducción.

Los resultados más destacables son: (1) la amplitud de la *M-wave* en los tres músculos estudiados aumenta durante el protocolo de fatiga. (2) Se aprecia una clara diferencia en el comportamiento entre la amplitud de la primera y de la segunda fase de la *M-wave*. (3) Se observó un descenso de la velocidad de conducción del potencial a medida que el músculo se fatiga. (4) Las configuraciones monopolar y bipolar presentan una respuesta similar.

El presente Trabajo Fin de Máster pone en evidencia el error sistemático que comenten los investigadores al centrar su atención únicamente en la amplitud de la primera fase de la *M-wave*, despreciando así la segunda, cuando ésta realmente tiene información de interés. Estos resultados son de gran interés para la interpretación de la activación muscular y aportan un mayor conocimiento acerca de la generación de potenciales eléctricos sobre la superficie del músculo.

2 Contexto

El presente proyecto se engloba dentro del grupo de investigación de Ingeniería Biomédica de la Universidad Pública de Navarra. Una de las líneas de investigación de este grupo es la caracterización del sistema neuromuscular mediante métodos de estimulación eléctrica y contracción voluntaria. El presente Trabajo Fin de Máster (TFM) constituye un estudio experimental del grupo sobre humanos, al que preceden los siguientes TFM (ordenados en orden cronológico): (1) Gonzalo Rocamador (2013) “Estudio del efecto de la fatiga en la señal electromiográfica”; (2) Óscar Toril (2014) “Influencia de la distancia inter-electrodo, tipo de contracción y músculo, en el espectro de la señal electromiográfica durante contracciones isométricas de intensidad creciente”; y (3) Leire Erro (2014) “Comparación de las curvas de reclutamiento de unidades motoras extraídas con *M-waves* monopares y bipares”.

Este trabajo fin de máster se encuadra dentro del máster de Ingeniería Biomédica de la Universidad Pública de Navarra y aplica los conocimientos adquiridos en las asignaturas de “Bioelectricidad” y “Procesado de señales biomédicas”.

Con este proyecto se pretende realizar un análisis de las señales electromiográficas evocadas. Para ello se realizaron experimentos sobre una muestra de 12 sujetos con la instrumentación biomédica disponible en el centro.

3 Objetivos

- El principal objetivo del Trabajo Fin de Máster es estudiar el fenómeno de potenciación eléctrica (esto es, aumento en la amplitud de la señal eléctrica) en los músculos del cuádriceps durante contracciones voluntarias máximas isométricas de larga duración (3 min) usando una configuración de electrodos monopolar y bipolar.
- Con este proyecto se pretenden determinar y comprender los factores fisiológicos que subyacen del fenómeno de potenciación eléctrica. Así como la relación de estos factores con la fatiga que se desarrolla en el músculo durante el ejercicio.

4 Hipótesis

La hipótesis principal del estudio es la observación de un aumento en la amplitud de la señal eléctrica (potenciación) como consecuencia de procesos de fatiga, y especialmente del decremento de la velocidad de conducción en la fibra muscular.

La hipótesis se fundamenta en otros estudios [1] que han demostrado este efecto para contracciones intermitentes. Parece razonable conjeturar que al ser un protocolo de contracciones sostenidas la fatiga se manifieste de forma más clara, y ello conlleve una mayor potenciación. Para corroborar esta hipótesis se estudiarán tres músculos del cuádriceps en dos configuraciones monopolar, desde una posición distal y una proximal, y bipolar.

Capítulo 2: Fundamentos fisiológicos

1 Introducción

En este capítulo se detallan los conceptos básicos sobre fisiología que resultan esenciales para la realización y comprensión del presente TFM. Primero se realizará una aproximación al sistema nervioso, encargado de estimular los músculos, y posteriormente se entrará en detalle de las particularidades de los músculos, así como de los potenciales asociados y otros conceptos esenciales tales como la fatiga o la potenciación.

2 Sistema neuromuscular

A continuación se presenta una breve descripción de la teoría del sistema nervioso, con el fin de ir introduciendo al lector, de forma gradual, en el sistema motor, Figura 1.

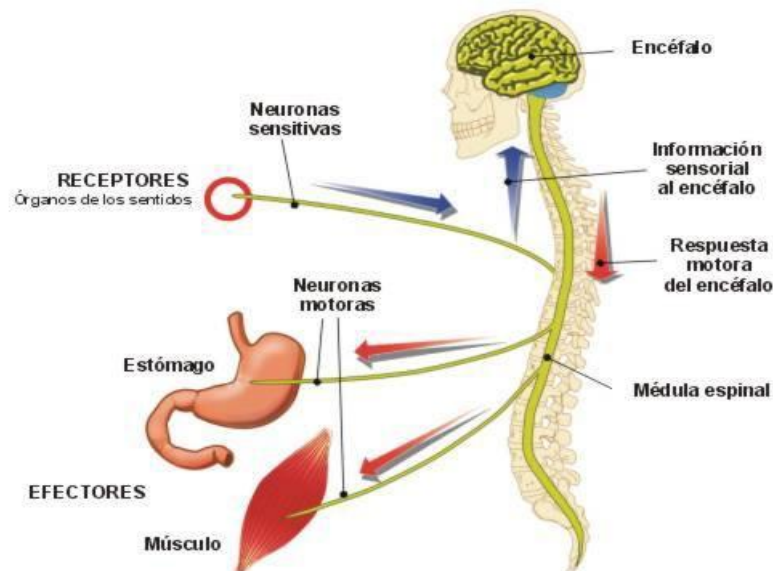


Figura 1: Sistema nervioso

El sistema nervioso tiene la misión de controlar y regular el funcionamiento de los diferentes órganos y sistemas. Se puede dividir en dos grandes sistemas: El sistema nervioso central y el sistema nervioso periférico.

El sistema nervioso central se encarga de recibir, integrar y relacionar los distintos tipos de información sensorial. Está compuesto por el encéfalo y la médula espinal. El primero está situado en el cráneo, y está formado por el cerebro, el cerebelo y el tronco encefálico. Por otro lado, la médula espinal se sitúa en el interior del canal vertebral y se conecta al encéfalo a través del agujero occipital del cráneo.

El sistema nervioso periférico recoge la información procesada y ejecuta una respuesta apropiada. Está formado por los nervios que conectan el encéfalo y la médula espinal con las diferentes partes del cuerpo.

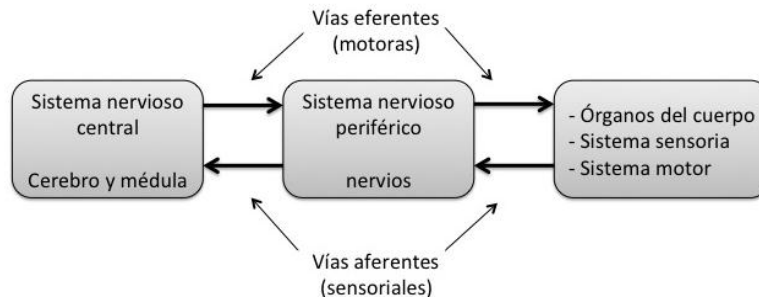


Figura 2: Esquema de las vías del sistema nervioso

Se pueden diferenciar dos tipos de comunicaciones que ambos sistemas, como se refleja en la Figura 2. Por un lado existen las vías eferentes que llevan la información del sistema nervioso central a los distintos órganos o sistemas del cuerpo. Por otro, las que se conocen como vías aferentes que realizan la comunicación en sentido inverso. En el trabajo que se presenta se utilizarán las vías eferentes, ya que se estudia la respuesta de determinados músculos a un estímulo.

También es posible una división del sistema nervioso desde el punto de vista de la función que realizan. De esta forma se puede dividir también en dos grupos: el sistema nervioso somático, que se encarga de las funciones voluntarias, como mover los músculos; y el sistema nervioso autónomo, que es el encargado de las funciones involuntarias, como los movimientos de las vísceras.

A su vez, el sistema nervioso autónomo se puede dividir en parasimpático y simpático, en función de si el movimiento es de relajamiento o actividad, respectivamente.

2.1 Componentes del sistema neuromuscular

Una vez diferenciados los subsistemas dentro del sistema nervioso, es necesario profundizar en cómo se realiza la transmisión del impulso que manda el sistema nervioso central al periférico y cómo logra excitar las células.

Para llevar a cabo esta tarea, es necesario introducir la estructura básica que lleva a cabo esta labor: la neurona.

2.1.1 Motoneurona

Las neuronas son células excitables capaces de conducir impulsos eléctricos. Representan la unidad básica funcional y estructural del sistema nervioso, controlando, entre otras funciones, la actividad muscular. La neurona encargada de excitar los músculos es la denominada motoneurona, parte de la espina dorsal y se comunica con los músculos. Su estructura básica se muestra en la Figura 3, consta del soma o cuerpo celular, el axón y las dendritas.

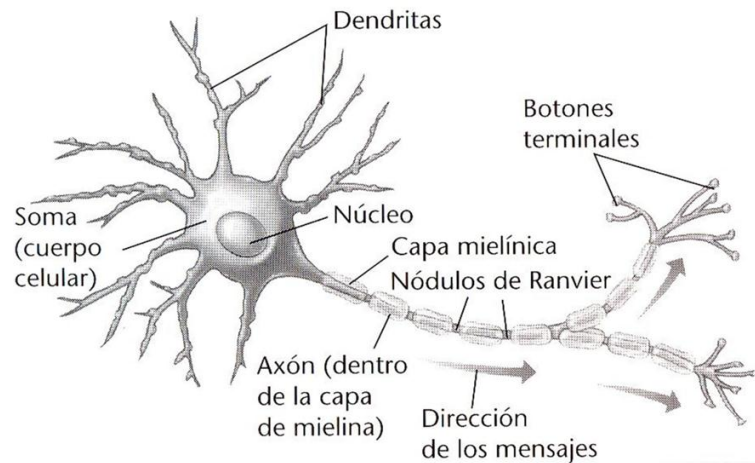


Figura 3: Estructura de una motoneurona

- El soma contiene el núcleo de la célula y es del que emergen el axón y las dendritas.
- El axón es una prolongación de las neuronas especializadas en conducir el impulso nervioso desde el soma hacia otra célula. Está cubierto por mielina, una lipoproteína que permite la transmisión de los impulsos nerviosos y es producida por las células de Schwann.
- Las dendritas son prolongaciones ramificadas, bastante cortas, que reciben estímulos de un axón y lo envían al soma de otra motoneurona. Además, tienen una función de alimentación celular.

En la Figura 4 se muestra un ejemplo de distintas motoneuronas que nacen en la medula espinal y desembocan en las fibras musculares. Hay que tener en cuenta que una única motoneurona excita varias fibras musculares, y que un músculo está compuesto por fibras inervadas por distintas motoneuronas.

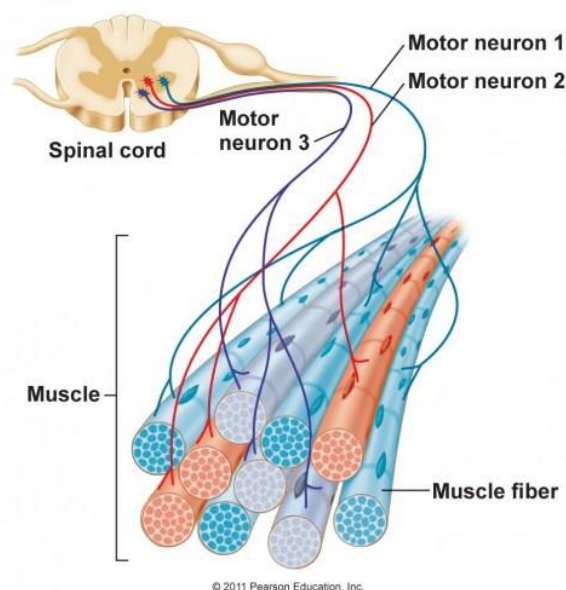


Figura 4: Esquema de conexión entre médula y músculo. Ilustración de varias unidades motoras

2.2 Unidad motora

Una unidad motora está compuesta por una motoneurona y todas aquellas fibras musculares (ver siguientes apartados) a las que inerva, en la Figura 5 se muestra una representación gráfica. Una motoneurona controla aproximadamente unas 150 fibras. Esto es, cada vez que se propaga un impulso por un único axón se contraen 150 fibras musculares.

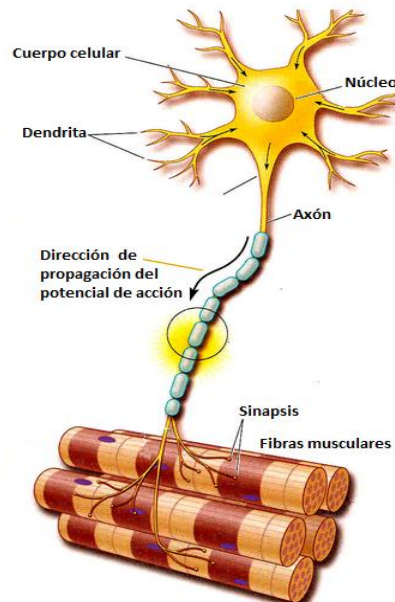


Figura 5: Unidad motora

Es importante el concepto de unidad motora, ya que es la mínima parte del sistema neuromuscular que puede activarse independientemente. Como se verá en apartados posteriores existen dos tipos de unidades motoras, unas están asociadas con una reacción rápida y un control más fino (fibras más de menor tamaño y cuyas actividades que necesiten más precisión que fuerza), y otras más gruesas que se encargan de desarrollar niveles de fuerza mayores.

3 Organización del músculo

La principal función del sistema muscular es el movimiento del esqueleto, así como el de mantener el cuerpo firme y estable.

3.1 Músculo

El cuerpo humano está formado por aproximadamente 650 músculos, la mayoría de ellos controlados por el sistema nervioso. Existen tres tipos de músculos:

- Músculo esquelético o estriado. Responsable del movimiento del esqueleto, del glóbulo ocular y de la lengua.
- Músculo liso. Estimulado por el sistema nervioso autónomo. Se localiza principalmente en los órganos internos.

- Músculo cardíaco. Encargado de bombear la sangre a través del sistema circulatorio, se localiza en el corazón. Su funcionamiento es involuntario y rítmico, sin estimulación nerviosa.

El músculo esquelético es el que interesa para la comprensión del trabajo, y será para el que se profundizará. No sólo cumple la función de dotar al cuerpo de movimiento, también hace de unión entre el hueso y la articulación. Además, supone aproximadamente un 90% del músculo total del cuerpo humano.

El tejido muscular está compuesto por fibras musculares.

3.2 Fibra muscular

La fibra muscular es un tipo de célula alargada y multinucleada, con capacidad para contraerse, Figura 6. Su estructura está envuelta por una membrana citoplasmática semipermeable y lipídica, llamada sarcolemma. A través de los retículos sarcoplasmáticos se extienden, y se propagan perpendiculares a la fibra, en forma de trabéculas, los túbulos T.

La fibra muscular está compuesta de miofibrillas, que le aportan la capacidad de contraerse. Cada fibra posee cientos o miles de estas estructuras, que contienen a su vez miofilamentos llamados miosina y actina.

Como se observa en la Figura 7 las miofibrillas cambian su estado en función de si el músculo está relajado o contraído. En estado de relajación no existe superposición en la zona H, mientras que en un estado de contracción la actina (azul) se superpone a los filamentos de miosina (rojos), modificando la geometría del músculo.

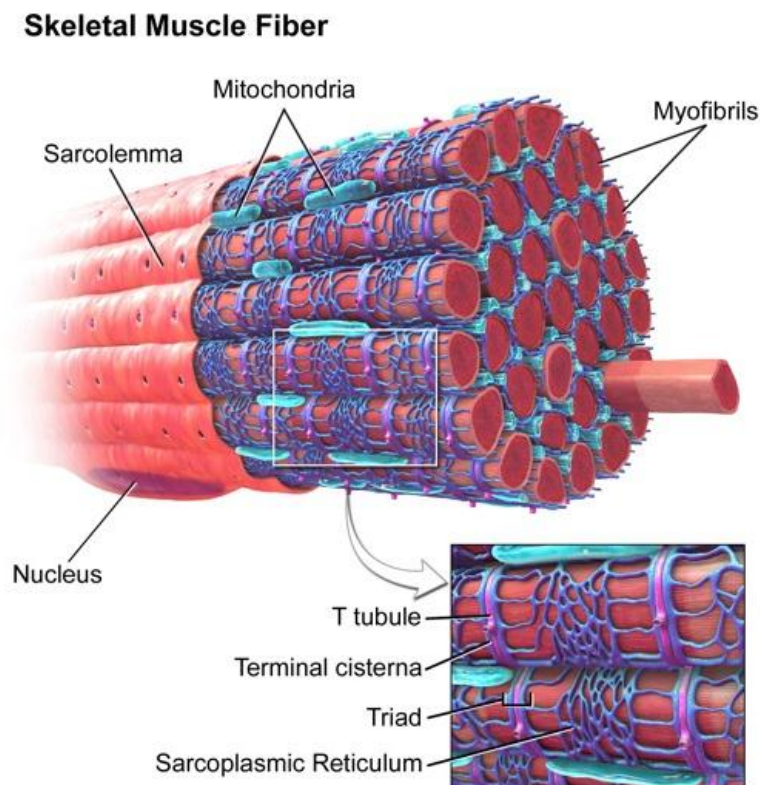


Figura 6: Fibra muscular

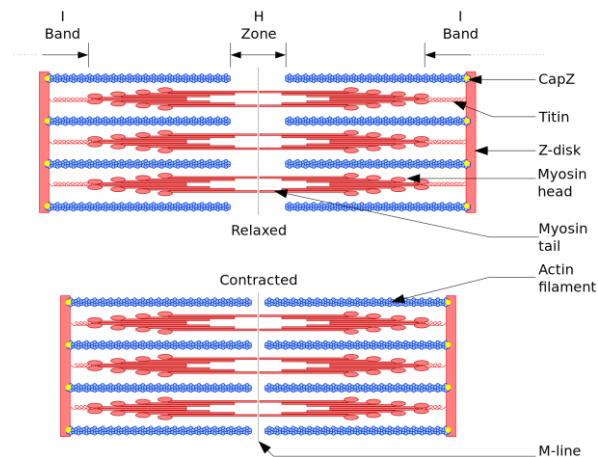


Figura 7: Partes de la miofibrilla

3.3 Sinapsis

La sinapsis es el procedimiento mediante el cual las motoneuronas se comunican con los músculos. Están separadas por lo que se conoce como el espacio sináptico, tal y como se observa en la Figura 8. Cuando a la motoneurona presináptica le llega un impulso proveniente del axón, libera neurotransmisores que se unirán a receptores específicos en la neurona postsináptica, desencadenando una corriente eléctrica en ésta, denominada potencial de acción.

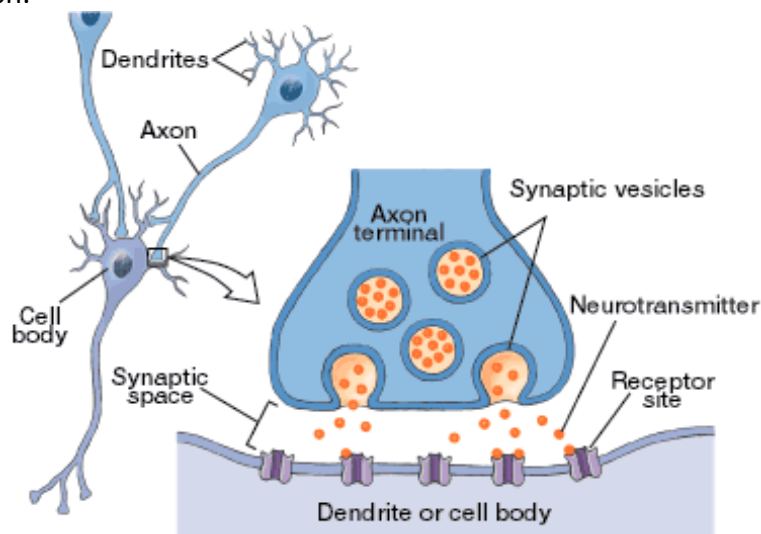


Figura 8: Esquema de la sinapsis

El punto de unión entre la fibra nerviosa y la fibra muscular se conoce como punto de innervación o *end-plate* en inglés, y es ahí donde se produce la transmisión del impulso o sinapsis. Es importante destacar que el punto de innervación de un mismo músculo no tiene por qué estar emplazado en el mismo lugar. En la Figura 9 se puede observar la heterogeneidad de la posición de los *end-plates* tanto del vasto lateral (A), como del recto femoral (B) como del vasto medial (C). Estas conclusiones fueron llevadas a cabo por [1], estudio fue corroborado por [2] para el vasto lateral y el vasto medial. Esta dispersión en el punto de innervación de los músculos afectará a la hora de colocar el electrodo para obtener la señal electromiográfica, como se verá en apartados posteriores.

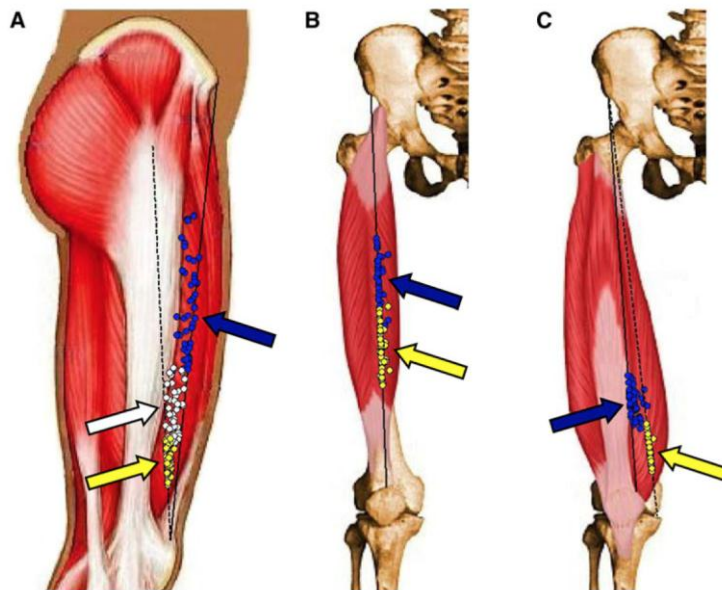


Figura 9: Posición de los puntos de innervación

3.4 Unidad motora

Las unidades motoras poseen un amplio rango de propiedades y son clasificadas generalmente en grupos basados en sus propiedades comunes. La clasificación se hace en cuatro grupos distintos según un factor común, a saber: factores fisiológicos, bioquímicos, inmunohistoquímicos o por la proporción génica de miosinas.

La clasificación utilizada en el contexto del TFM es la que hace referencia a sus componentes bioquímicos, distinguiéndose básicamente dos tipos de UMs denominados tipo I y tipo II, como se esquematizan en la Figura 10.

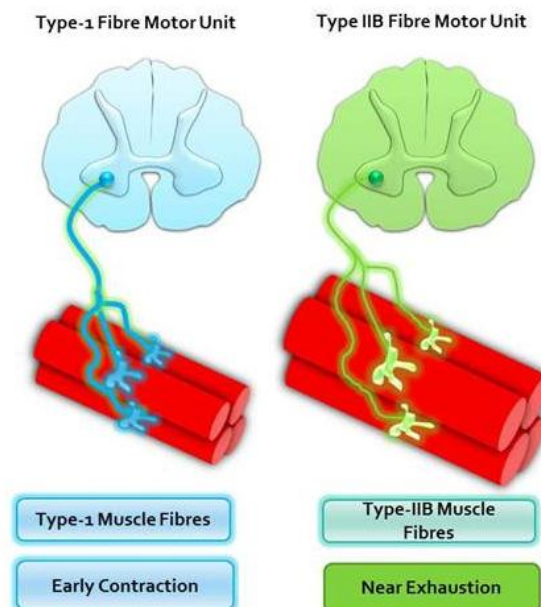


Figura 10: Fibras de UMs de tipo I y II

Las tipo I se caracterizan por seguir un proceso oxidativo lento, son fibras de contracción lenta, que obtienen la energía por vía aeróbica, debido a la abundancia de mitocondrias y la capacidad de almacenamiento de oxígeno que le confiere la mioglobina. La lentitud de la contracción es causada por el reducido número miofibrillas, en relación con la masa de elementos elásticos, cuya resistencia debe ser vencida antes de que se produzca la contracción. Sin embargo, son fibras que no se fatigan fácilmente, pues por un lado obtienen gran cantidad de energía por unidad de materia consumida (y poseen abundante reserva energética), y por otro, en el proceso de combustión, la cantidad de productos residuales producidos es baja.

Las fibras que las componen a las UM de tipo II se caracterizan por la abundancia de miofibrillas que ocupan la casi totalidad del sarcoplasma. Poseen una concentración muy alta de elementos contráctiles en relación con los pasivos, esto las convierte en fibras de contracción rápida. Además son capaces de alcanzar mayores niveles de fuerza que las de tipo I.

4 Potenciales intracelulares y extracelulares.

4.1 Potencial de acción intracelular

El potencial de acción intracelular, o impulso eléctrico, viaja por la membrana celular, dependiendo del nivel de amplitud de éste potencial se pueden desarrollar diferentes escenarios, los cuales se muestran en la Figura 11. Si se parte de un estado de reposo (1), éste permanecerá inalterable hasta que el estímulo que le llegue sea mayor que un valor umbral (2). En el caso de que si se supere dicho umbral se generará un potencial de acción (3).

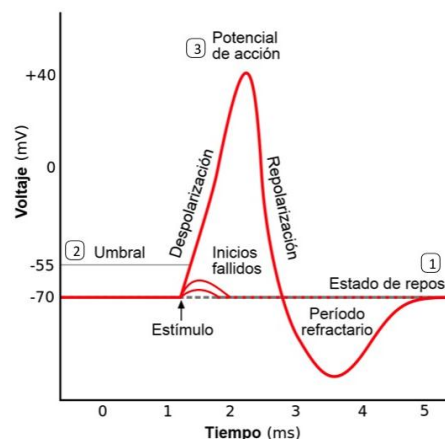


Figura 11: Perfil temporal del potencial de acción

El potencial de acción genera un cambio muy rápido en la polaridad de la membrana de la fibra muscular, como se observa en la Figura 12.a. El potencial se propaga desde la unión neuromuscular hacia los extremos del músculo, en dirección al tendón, distinguiéndose tres estados en los que se puede encontrar la membrana. Un estado de reposo, en el que no hay potencial de acción; un estado de despolarización, en el que el potencial de membrana abandona bruscamente el valor de reposo; y por último, un estado de repolarización en el que lentamente se vuelve a alcanzar el valor de reposo, Figura 12.b.

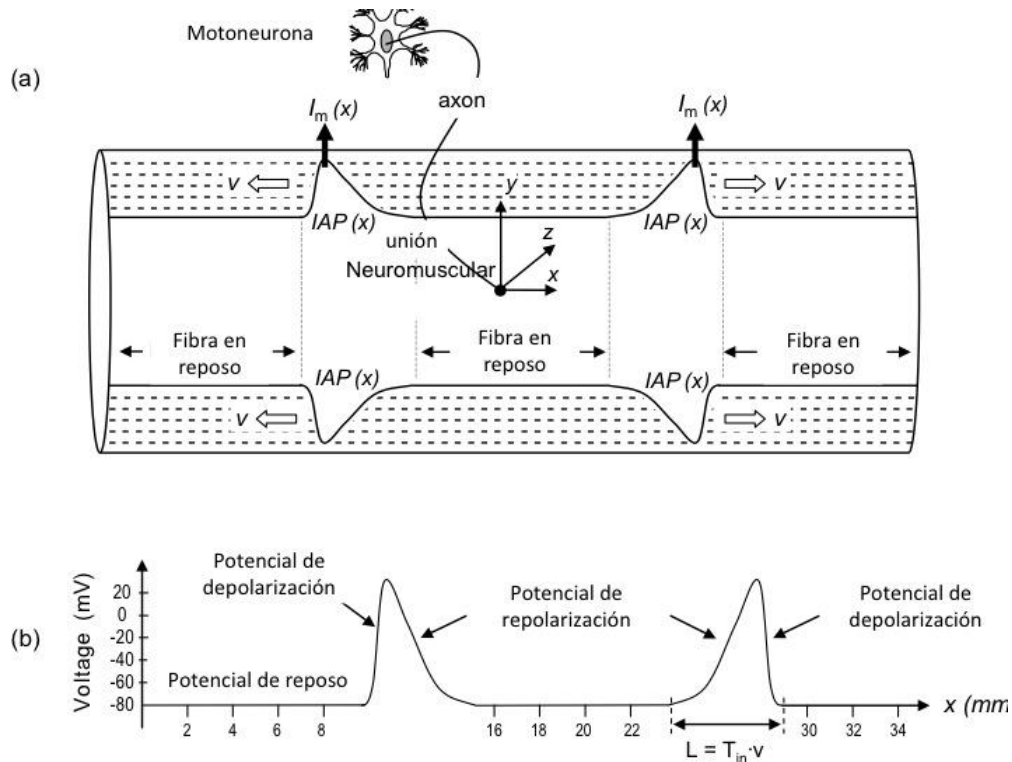


Figura 12: Propagación del potencial

4.2 Potenciales extracelulares

Hasta este punto, se han descrito las señales que se encuentran dentro de la fibra muscular, sin embargo, lo que se mide no es el potencial de acción intracelular, sino el potencial extracelular, es decir, el potencial que se registra en el electrodo como resultado de la propagación del potencial intracelular por la fibra (Figura 13). Esta exploración se puede hacer de distintas formas en relación con cuántas fibras musculares se obtengan con el electrodo.

4.2.1 Potencial extracelular de fibra simple

Si se estudia el potencial de acción de fibra simple (SFAP, *Single Fiber Action Potential*), en el que teóricamente sólo se obtiene la señal de una única fibra. La señal que se recoge puede variar en función de la colocación del electrodo, dependiendo entre otros parámetros de la distancia entre el electrodo y la fibra, representado en la Figura 13 por r . Resulta obvio que cuando más alejado esté el electrodo de la fibra más pequeña será la amplitud que se observa. Otro parámetro que modifica la señal SFAP es la longitud que separa la unión neuromuscular con el electrodo, x_0 , ya que al estar demasiado cerca tanto del *end-plate* como del tendón, supone un cambio en la amplitud y la forma de la señal que se obtiene. Asimismo, la señal podrá variar dependiendo del diámetro de la propia fibra. Cuanto mayor sea el diámetro de la fibra, mayor será la amplitud que se obtiene. También es posible apreciar cambios en la latencia de la señal, ya que se produce un cambio en la velocidad de propagación.

En la Figura 14 se observa se trata de una señal bifásica si el electrodo se coloca en la parte media de la fibra, mientras que cuando se encuentra en los extremos vemos una señal trifásica.

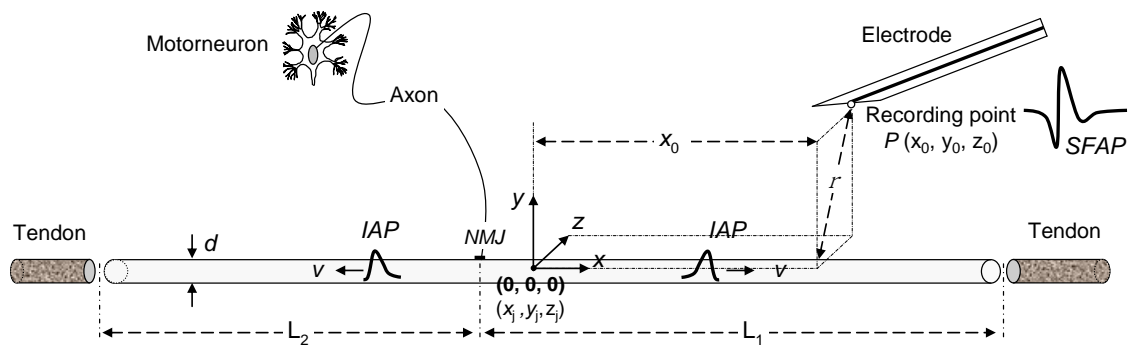


Figura 13: Esquema de la generación del SFAP

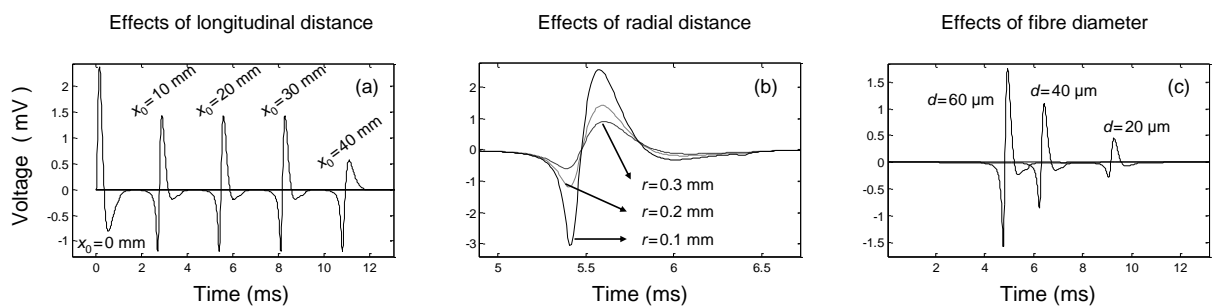


Figura 14: Consecuencias de la variación de parámetros en el SFAP

4.2.2 Potencial de Acción de una Unidad Motora

El Potencial de Acción de una Unidad Motora (MUAP, *Motor Unit Action Potential*) es el resultante de la suma de los potenciales de acción de cada una de las fibras musculares de una misma unidad motora. En la Figura 15 se muestra un ejemplo de MUAP, se puede apreciar cómo cada SFAP está estrechamente relacionado con la posición del electrodo, y por lo tanto contribuirá de una manera diferente al resultado final del MUAP.

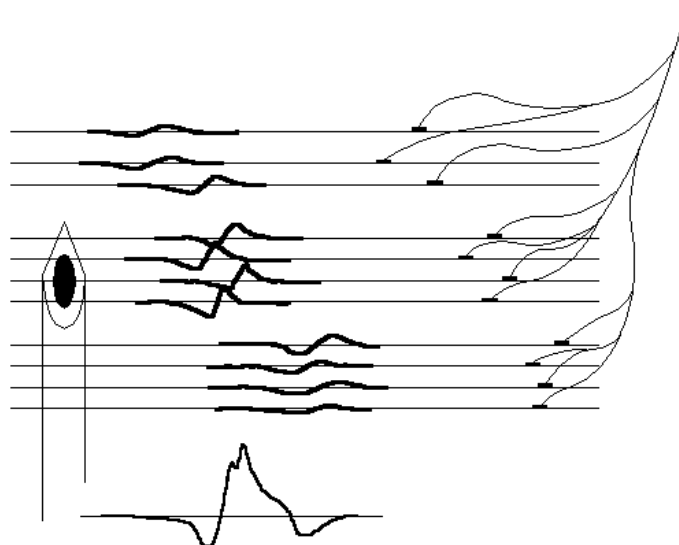


Figura 15: Representación del MUAP

4.2.3 Electromiograma superficial

El electromiograma superficial (sEMG) es el registro sobre la superficie de la piel de la actividad eléctrica muscular. Como se ha explicado anteriormente, a partir de la suma de SFAPs se consigue la señal MUAP, y será la suma de varias MUAPs lo que dará como resultado la señal que se obtenga con electrodos superficiales.

Debido a que este tipo de electrodos recoge información de muchas unidades motoras, la señal resultante de un EMG superficial es muy ruidosa. Hay otros aspectos que también contribuyen a que sea una señal de baja resolución, como por ejemplo, el efecto de las capas de grasa y de piel, que actúan como filtros paso bajo de la señal.

En la Figura 16 se muestra un esquema de un registro electromiográfico, así como de los distintos filtros a los que se somete la señal que se propaga hasta llegar hasta la unidad de procesamiento, se aprecia cómo es inevitable que la señal se filtre debido al tejido que tiene que traspasar como de la interfaz que se crea entre el electrodo y el electrolito.

La principal ventaja de esta prueba es que no es invasiva ni supone riesgos para el paciente. Sin embargo y como se comentó anteriormente, es muy importante que el especialista que vaya a hacer el estudio sepa dónde colocar los electrodos, ya que puede tener mucha variabilidad en los resultados. Para favorecer la conexión entre los electrodos y la piel se usa un gel o pasta de electrolito. Sin embargo, la piel puede introducir ruido no deseado, por ello es recomendable prepararla afeitando la zona y limpiándola.

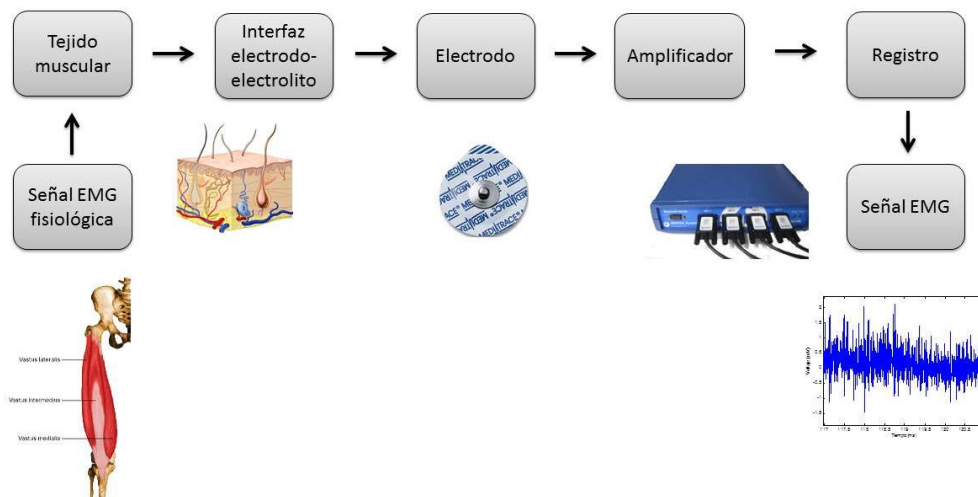


Figura 16: Esquema del registro del EMG

La actividad registrada en un EMG puede obtenerse de células activadas voluntariamente o de forma externa. A las señales evocadas a través de estímulos eléctricos se les denomina *M-wave*, al resto llamaremos señales sEMG o EMG a lo largo de este proyecto. Y la velocidad a la que viajan estas señales se denomina velocidad de conducción de la fibra muscular (MFCV, *Muscle Fiber Conduction Velocity*).

4.2.4 Contracciones

Como se ha explicado existen dos tipos de contracciones: la voluntaria y la evocada. La primera se origina en el cerebro, que transmite la orden para que el músculo la procese. Por el contrario, en el segundo caso, es una orden externa, un estímulo eléctrico cerca del nervio el que provoca la contracción del músculo.

Las contracciones se pueden clasificar en dinámicas o isométricas, según como se realicen. Se conoce como contracción dinámica a aquella en la cual existe una variación de la longitud de las fibras, normalmente en este tipo de contracciones las articulaciones se mueven, y la tensión que generan es variable a lo largo del ejercicio. Por el contrario, se define contracción isométrica a aquella en la que el músculo permanece estático generando la tensión.

En el presente TFM se han realizado contracciones isométricas.

4.2.5 Mecanismo de contracción voluntaria

Una contracción voluntaria sigue los siguientes pasos mostrados en la Figura 17.

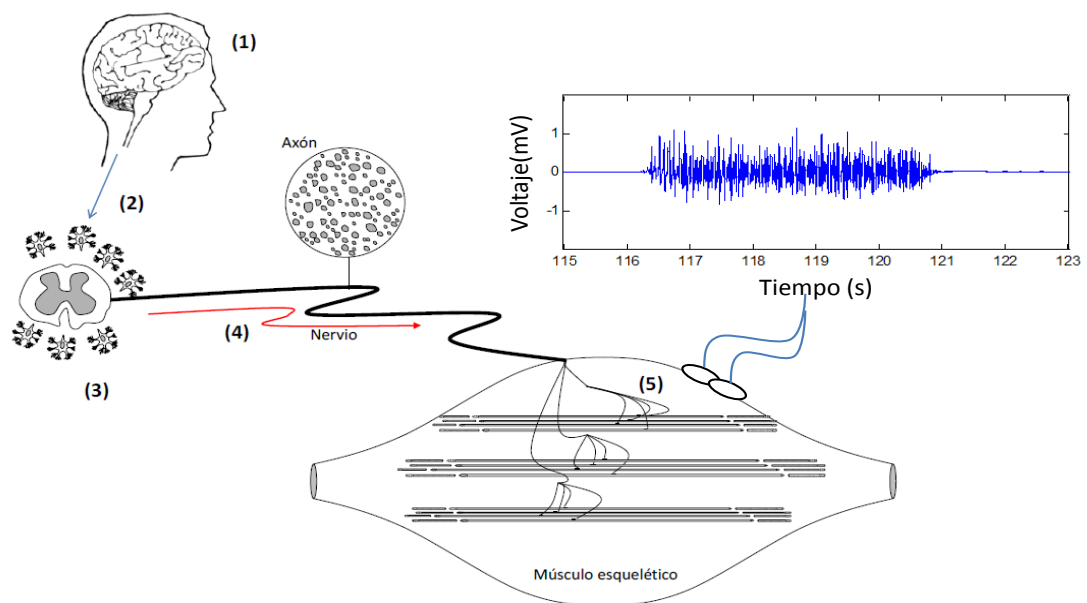


Figura 17: Esquema contracción voluntaria

1. El área motora del cerebro genera la orden de movimiento.
2. El encéfalo recibe la orden manda potenciales de acción que viajan por la médula espinal.
3. El potencial de acción originado en el sistema nervioso central llega a una motoneurona alfa, que a su vez la propaga a su propio axón.
4. Una dendrita de la motoneurona alfa inerva una fibra muscular, cada disparo de la motoneurona genera una despolarización que se propaga en las direcciones opuestas hasta el final de la fibra muscular.
5. Los filamentos de actina se superponen a los filamentos de miosina, provocando la contracción.

Un músculo esquelético puede variar en el número de unidades motoras que lo forman, puede estar formado por unas pocas, o por cientos, las cuales a su vez constan de numerosas fibras inervadas por el axón terminal de una sola motoneurona. La contracción voluntaria y controlada de estos músculos se ejecuta modulando el número de UMs reclutadas y la velocidad de disparo de las motoneuronas. Estos dos factores son determinados por la actividad sináptica celular de la motoneurona.

4.2.6 Modelo de la señal EMG voluntaria

Todas las contracciones ocurridas en los músculos voluntarios (salvo los reflejos musculares), son el resultado de un esfuerzo consciente originado en el cerebro. La naturaleza de este mecanismo de innervación genera trenes de pulsos con distintas frecuencias de disparo para cada motoneurona. Además los potenciales de acción de las fibras musculares pertenecientes a la misma UM no están sincronizados ni en el espacio, ni en el tiempo. Este asincronismo produce que la suma total de los potenciales reclutados por una UM difiera de la señal generada por la motoneurona.

La señal obtenida por una contracción voluntaria es la suma de potenciales de acción asíncronos, se trata de una señal estocástica, con una función de densidad de probabilidad aproximadamente Gaussiana.

En la Figura 18 se muestra un modelo de la generación de señales EMG voluntarias.

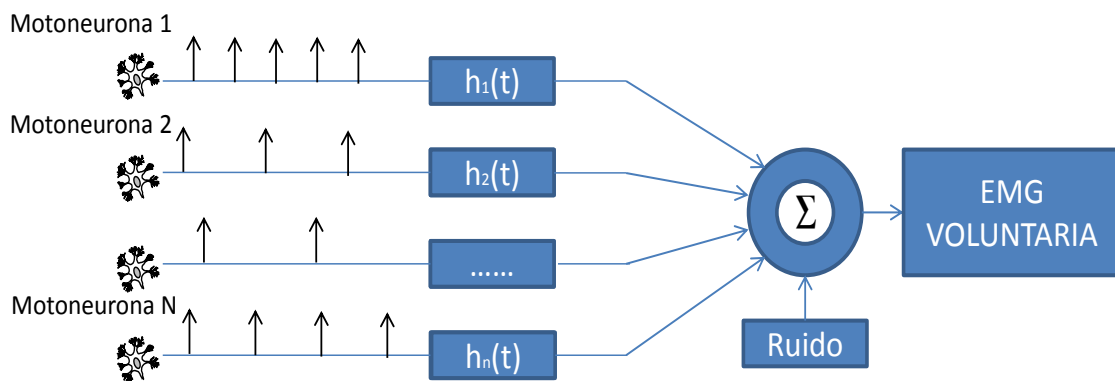


Figura 18: Modelo de generación de señales voluntarias

4.2.7 Mecanismo de control de la señal evocada

La principal diferencia al inducir una contracción mediante un estímulo eléctrico transcutáneo es el control que se ejerce sobre la señal de disparo de la motoneurona. Al mandar un pulso rectangular de corta duración y suficiente amplitud se consigue activar de forma síncrona todas las fibras de las distintas UMs innervadas. Ese sincronismo juega un papel relevante en este estudio, ya que la señal que evoca es un buen indicador de la respuesta del músculo y es capaz de representar cambios en sus características frecuenciales y morfológicas.

Los pasos que se realizan para generar una contracción evocada por estímulo eléctrico nervioso se detallan en la Figura 19.

1. Se genera un estímulo eléctrico de breve duración (1mseg) y de intensidad constante (de 0 a 400mA), en un estimulador eléctrico biomédico. El estimulador lo transmite por un cable apantallado hasta un ánodo y un cátodo que se colocarán sobre el nervio a estimular.
2. El estímulo eléctrico genera una diferencia de potencial en el nervio que afecta a todas las unidades motoras cuyos axones se encuentren en dicho nervio.
3. Los axones innervan sus fibras correspondientes, empezando desde el centro de la fibra, desde donde se propaga en las direcciones opuestas hasta el final de la fibra muscular.
4. Los filamentos de actina se superponen a los filamentos de miosina, provocando la contracción.

La contracción evocada se basa en el mismo mecanismo contráctil de las fibras musculares que una contracción voluntaria. La única diferencia es que el estímulo eléctrico es externo y por tanto configurable.

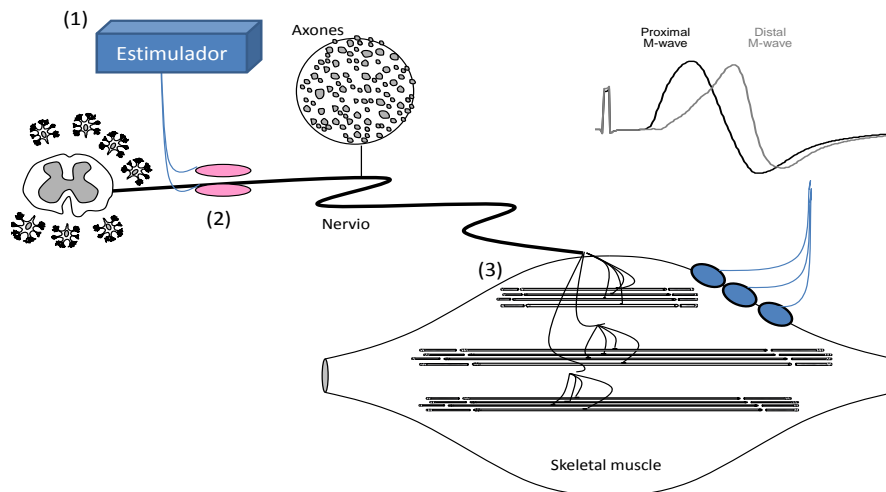


Figura 19: Esquema contracción evocada

4.2.8 Modelo de la señal EMG evocada

La señal *M-wave* es la señal electromiográfica recogida superficialmente que surge en respuesta a un estímulo eléctrico. El análisis de esta señal permite extraer conclusiones sobre las propiedades periféricas del sistema neuromuscular. Las propiedades de la señal *M-wave* dependen de numerosos factores como el número de unidades motoras activas, el reclutamiento, la dispersión en la zona de inervación, la distribución de la velocidad de conducción en las UMs, la localización de las UMs dentro del músculo, la orientación de los electrodos en la detección o la propia forma del potencial de acción intracelular, el periodo refractario, o la geometría del músculo. Hay que tener en cuenta todas estas influencias a la hora de analizar las *M-waves*, todo ello provoca que su interpretación sea complejo, como se analizará en apartados posteriores.

Existen diferentes técnicas de estimulación eléctrica para generar *M-waves*, este trabajo ha centrado la atención en la estimulación del nervio periférico, la estimulación eléctrica se realizara con electrodos de superficie emitiendo un pulso monopolar.

En la Figura 20 se muestra el modelo de generación y detección de una señal *M-wave*. En ella se muestra como el tren de impulsos nerviosos generados por la motoneurona está sincronizado. La suma sincrónica de estos potenciales genera una señal muy diferente a la señal voluntaria.

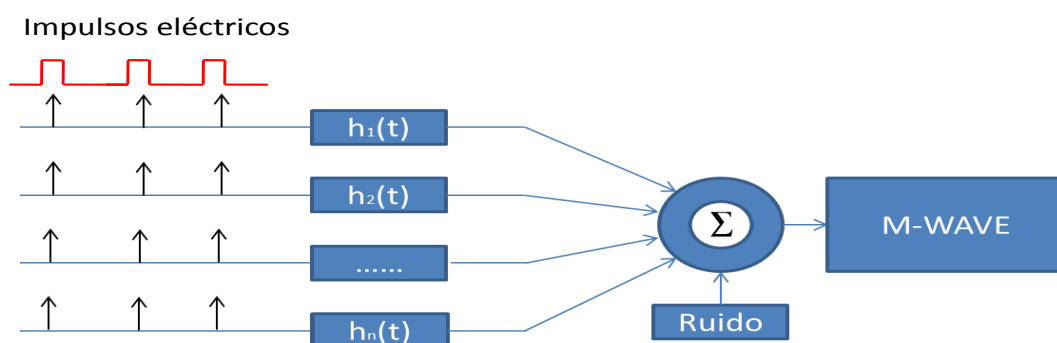


Figura 20: Modelo de generación de señales evocadas

5 Factores que afectan a los potenciales extracelulares

5.1 Fatiga

Se puede definir la fatiga como una disminución de la capacidad de generar fuerza máxima y/o potencia muscular máxima [3]. Si se estudia el caso de una contracción isométrica, la fuerza disminuirá de forma constante y la fatiga se podrá observar desde el inicio del ejercicio. Cuando se dan este tipo de contracciones las primeras fibras en reclutarse son las de tipo I, a medida que el ejercicio va avanzando serán las fibras de tipo II las que se irán reclutando progresivamente y finalmente, cuando el sujeto todas las fibras habrán sido reclutadas. Es importante resaltar en este punto que cada músculo tiene propiedades energéticas y contráctiles diferentes.

5.1.1 Fatiga y su efecto en la señal electromiográfica

La fatiga se produce a todos los niveles jerárquicos del sistema neuromuscular, se han sugerido múltiples causas a la fatiga muscular, como las alteraciones de pH, la acumulación de productos del metabolismo celular, la lesión muscular inducida por el ejercicio y otros. Sin embargo a pesar de los múltiples estudios los mecanismos asociados a su etiología se encuentran aún por determinar, de donde se deriva una división funcional de la misma en la fatiga central y la fatiga periférica [4].

5.1.2 Fatiga central

La fatiga central se manifiesta como la incapacidad para realizar una actividad inducida por el desarrollo de ésta [5]. Es el punto más controvertido para los investigadores ya que está referido a las alteraciones cerebrales que se traducen en un fallo voluntario o involuntario en la conducción del impulso eléctrico [4].

La fatiga central tiene al menos tres consecuencias en la contracción muscular:

- Caída selectiva en el reclutamiento de motoneuronas, las primeras motoneuronas que dejan de contribuir con la fatiga central son las de tipo II [3].
- Reducción de la frecuencia de disparo de las motoneuronas. La distancia temporal entre los pulsos que forman el tren de impulsos nerviosos aumenta conforme la fatiga avanza.

Ganancia en sincronismo, se ha demostrado que conforme aparece la fatiga, se produce un porcentaje mayor de sincronismo entre las UMs [6].

5.1.3 Fatiga periférica

La fatiga periférica se manifiesta como una incapacidad propia del músculo para producir un determinado nivel de fuerza. Durante la realización de ejercicios físicos se producen alteraciones metabólicas de gran importancia, una de las que más contribuye al efecto de la fatiga es la disminución de los niveles de glucosa del músculo.

- La principal consecuencia en la fatiga muscular causada por la fatiga periférica es el descenso en la velocidad de propagación de las fibras musculares MFCV.
- Periodo refractario, después de una contracción, existe un intervalo de tiempo, denominado periodo refractario, Figura 11, en el que la fibra muscular no se

puede inervar, como consecuencia, a pesar de que le llegue un estímulo el músculo no se contraerá.

- La temperatura del músculo, que aumenta a medida que la fatiga se hace evidente.
- Cuando el músculo se contrae cambia la geometría del músculo [7] este parámetro tiene efectos muy variables dependiendo de la distancia que haya entre el electrodo de captación y el tendón.
- Cambios en la unión músculo-tendinosa.

5.2 Factores asociados a la fatiga que afectan a la señal evocada

En la señal evocada sólo actúan factores de fatiga periférica, esto es debido al origen involuntario y síncrono de estas señales. Durante el protocolo de fatiga y a pesar de la fatiga acumulada, el mismo número de MUs son partícipes en la generación de la señal evocada *M-wave*, excepto aquellas que se encuentren en su periodo refractario.

La reducción de la velocidad de conducción de la fibra hace que las señales evocadas se retrasen en el tiempo, lo cual genera además un desplazamiento en el espectro hacia frecuencias más bajas. Como se puede ver en la Figura 21 conforme el protocolo de fatiga avanza las señales se alejan del artefacto estímulo.

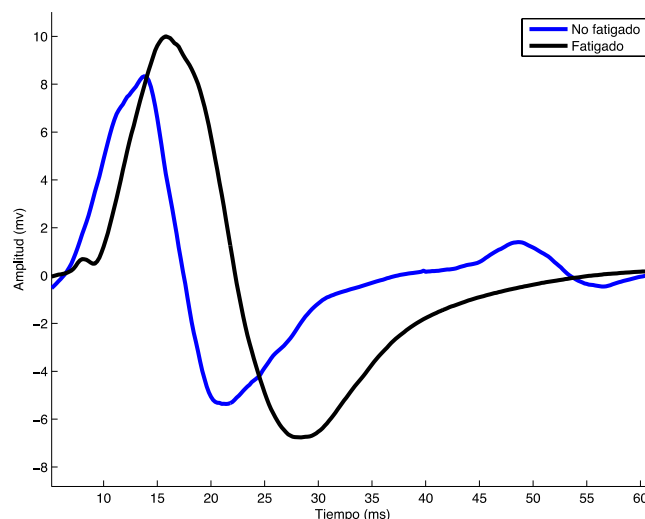


Figura 21: Señal EMG evocada (*M-wave*) registrada antes (azul) y después (negra) de un protocolo de fatiga

5.3 Factores asociados a la fatiga que afectan a la señal voluntaria

Las contracciones voluntarias máximas se ven afectadas tanto por factores de fatiga central como periféricos.

A consecuencia de la fatiga central la separación temporal entre los pulsos que forman los diferentes trenes de pulsos de la motoneurona aumenta, las unidades motoras de tipo II, principalmente, dejan de ser reclutadas y las UMs activas mejoran su sincronismo. Estos fenómenos producen un desplazamiento a frecuencias más bajas.

La fatiga periférica también afecta a la señal voluntaria, disminuyendo la velocidad de conducción de sus fibras.

El conjunto de factores periférico y central provoca un desplazamiento del espectro hacia frecuencias más bajas, en principio más abrupto que el que se produciría en la señal evocada.

En la Figura 21 se muestra dos tramos de misma duración de señal voluntaria registrada al principio y al final de un protocolo de fatiga, a partir de esta imagen se puede extrapolar el comportamiento frecuencial de la EMG, ya que la primera imagen (azul) tiene más componentes de alta frecuencia que la segunda (rojo).

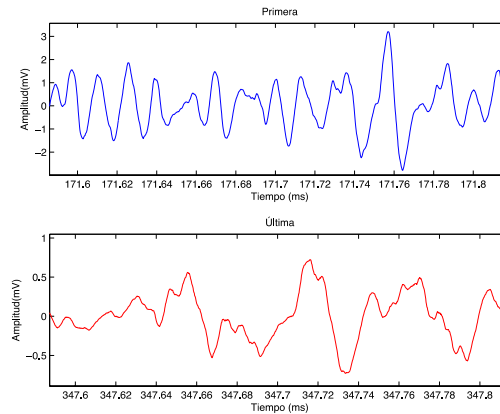


Figura 22: Señal EMG al comienzo y al final del protocolo

5.4 Potenciación muscular

Otro fenómeno importante que coexiste con la fatiga es la potenciación por activación muscular. Se define potenciación como el fenómeno encargado de obtener una respuesta contráctil incrementada como resultado de una actividad contráctil previa.

Este fenómeno es dependiente de la historia del músculo, está condicionada por la fatiga a la que ha visto sometido el mismo. Existen múltiples teorías que tratan de explicar el fundamento fisiológico de este fenómeno, este proyecto se centrará en su efecto potenciador en las señales registradas durante el protocolo de fatiga.

Teóricamente, se cree que los mecanismos responsables de la potenciación de las *M-waves* radican en la membrana de la fibra muscular [8].

5.5 Otros factores

Además de la fatiga central y periférica existen otros factores que también pueden afectar a la señal electromiográfica y que están relacionados con la fatiga. Estos son:

- *Cross-talk*, o diafonía, es un término utilizado en telecomunicaciones para designar las interferencias indeseadas. En el área del proyecto, la interferencia proviene básicamente de otros músculos que no son el que se desea estudiar.
- Cancelación. Como se ha explicado no todas las fibras musculares son inervadas por la misma motoneurona, ni la misma motoneurona inerva todas las fibras de su unidad motora en el mismo sitio. Debido a esto y a otros fenómenos, como el refractario, los potenciales que se captan en los electrodos no están en fase entre ellos, lo que produce cancelación de aquellos que están en contrafase.

Capítulo 3: Procedimientos experimentales

1 Introducción

En este capítulo se expondrán los materiales utilizados para la realización del protocolo experimental llevado a cabo. También se dará información sobre los sujetos que llevaron a cabo dicho protocolo. Así como del protocolo de fatiga al que se les sometió.

2 Sujetos

Al no disponer de bases de datos específicas del protocolo diseñado, ha sido necesario contar con varios colaboradores para crear una propia. Los voluntarios han realizado el ejercicio en el laboratorio de investigación de la señal biomédica de la Universidad Pública de Navarra.

Todos los sujetos fueron sometidos a una sesión de familiarización previa, con el fin de habituarse al protocolo. Se les pidió no tomar parte en actividades físicas intensas en los dos días previos al experimento con el fin de no comprometer la señal resultante.

Todos los sujetos analizados en este experimento son hombres. Esto es debido a la diferencia que existe en la complexión de ambos sexos, ya que varios estudios confirman esta desigualdad. Se ha demostrado que la fatiga en los hombres es menor que en la mujer, para misma edad y estado físico. Las diferencias se atribuyen a las propiedades intrínsecas de los músculos, como la velocidad de contracción, o la energía que utilizan, son algunas de las variantes que se proponen [9] [10].

La realización del protocolo se realizó en 12 sujetos sanos y con una gran similitud en su complexión; todos ellos de una edad comprendida entre los 24 y 30 años.

3 Material

El material que se utilizó tiene gran importancia, ya que de él depende el posterior procesamiento de los datos recogidos. En la Figura 23 se muestra una disposición típica para un protocolo de fatiga. Se necesita que el sujeto esté correctamente atado a la silla para evitar fluctuaciones de la señal por movimiento.

Es necesario un estimulador (Figura 24, izquierda) que envíe un impulso hacia unos electrodos específicos que estimularán el nervio del sujeto. Posteriormente la señal de los

músculos será recogida por unos electrodos de captación que la enviarán a la máquina de adquisición (Figura 24, derecha), junto con la fuerza que recoge el sensor colocado en la silla, y de ahí se envía al ordenador para procesarla. A continuación se explican los detalles más relevantes de cada elemento.



Figura 23: Disposición del material para la realización del protocolo



Figura 24: Estimulador y máquina de adquisición

3.1 Máquina de extensión de cuádriceps

En septiembre de 2012 el grupo de investigación biomédica del departamento de Ingeniería eléctrica y Electrónica de la UPNA (Universidad Pública de Navarra), adquirió una máquina de extensión de cuádriceps: “*LOLEG Extension*”. A través de varios proyectos del grupo de investigación se realizaron diferentes modificaciones para adecuar la silla a los experimentos con señales EMG que se llevan a cabo en el departamento. Las principales características actuales de la máquina son las siguientes:

- Ángulo de entrenamiento ajustable a la constitución física de cada usuario.
- Estructura reforzada, para mayor seguridad y protección.

- Garantiza movimientos libres, estables y naturales.
- Adapta las cargas de trabajo, tanto para principiantes como para usuarios avanzados.
- Diseñado para el ejercicio biomecánico óptimo.

La última mejora que se ha realizado a la máquina ha sido la incorporación, por parte de otro proyectando de unas cinchas, o correas de sujeción, para asegurar la posición del sujeto. De esta forma se logra una posición óptima a la hora de ejecutar el protocolo de fatiga y evita la movilidad durante la misma. Es importante asegurar el ángulo de flexión de la rodilla para conseguir una contracción lo más isométrica posible.

En la Figura 25 se muestra un foto de la máquina, en ella se pueden apreciar todos los cambios realizados hasta el momento, incluidas las cinchas.



Figura 25: Máquina de cuádriceps

3.2 Sistema de adquisición y amplificación de señales biomédicas

El proceso de adquisición se realiza mediante una unidad MP36 de *BIOPAC Systems Inc.*, mostrada en la Figura 26. Dicho *hardware* posee un microprocesador encargado de las operaciones de adquisición y transmisión de datos. Se utilizarán los 4 canales a una tasa de adquisición de 5000Hz con un filtro paso banda de 0.5 a 100Hz.

BIOPAC recibe las señales de entrada analógicas, las digitaliza y las envía al ordenador. Tiene capacidad para cuatro entradas, pudiendo realizar la captura de forma independiente. El dispositivo permite recibir señales de electrodos, transconductores, u otros dispositivos de entrada/salida.



Figura 26: Unidad de captación MP36 de *BIOPAC System*

3.3 Herramientas software

Las señales registradas por la unidad de adquisición se envían digitalizadas en tiempo real al software creado por la misma empresa que la unidad. El *software* empleado es *BIOPAC StudentLab Pro* versión 3.7.3. Esta herramienta ha sido usada para monitorizar los experimentos, visualizar de forma simple las señales generadas, y para exportar y guardar las señales para análisis posteriores más exhaustivos. En la Figura 27 se muestra la interfaz del *software* con los 4 canales funcionando simultáneamente. Esta herramienta tiene la capacidad de generar filtros en tiempo real, necesarios para la correcta adquisición de las señales EMG.

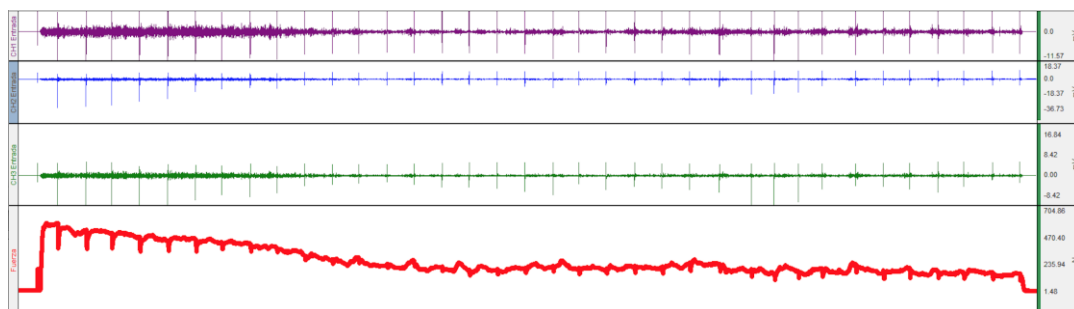


Figura 27: Captura del *BIOPAC StudentLab Pro*

Una vez registradas las señales, estas se guardan en formato “.acq” propio del *software* de BIOPAC. Asimismo, el *software* permite la conversión de señal a formato MATLAB (*MATrix LABoratory*). Con los datos en formato “.mat”, se continuó con una etapa de procesamiento de señal a través de varios scripts realizados en dicho *software*. Durante esta fase del proyecto se realizó una extracción de las características deseadas de las señales *M-waves* de todos los sujetos y de los tres músculos.

3.4 Estimulador

Para la estimulación del sujeto se ha empleado el estimulador de corriente constante DS7AH de *Digitimer*. Este estimulador genera pulsos de alto voltaje, corriente constante y breve duración para la estimulación percutánea. Está diseñado específicamente para la investigación de la actividad eléctrica nerviosa y/o muscular. Este modelo es una modificación del modelo original DS7A, mostrado en la Figura 28, para obtener valores más altos de corriente. Esta opción es importante debido a la profundidad del nervio femoral. El estimulador puede variar su corriente constante de salida desde 1 mA hasta 1 A, la duración de los pulsos toma valores desde 50 μ s a 2 ms y el voltaje varía hasta un máximo de 400 V.



Figura 28: Estimulador DS7AH de Digitimer

El cable utilizado para conectar los electrodos de estimulación con el estimulador es el D185-HB4 de 4 metros que termina en un par de conectores DIN 42 802-1 coloreados con el mismo esquema de la conexión original, el rojo es la conexión positiva donde se conectará el ánodo y el negro es la conexión negativa donde se coloca el cátodo, Figura 29.

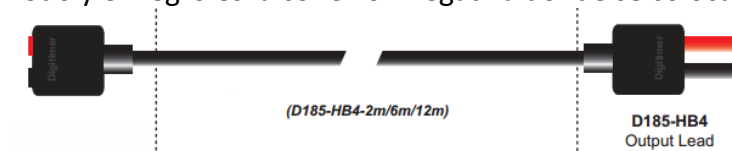


Figura 29: Cable D185-HB4-2

3.5 Electrodo

Los electrodos de biopotencial son unos sensores (transconductores) que se utilizan para medir biopotenciales generados en el cuerpo.

3.5.1 Estimulación

Para la estimulación se han usado electrodos modelos RE-PLY de la empresa *Uni-Patch*, son electrodos específicos para la estimulación eléctrica, autoadhesivos y reutilizables. Se han elegido dos tamaños distintos para la estimulación.

En la zona de la ingle donde se conecta el ánodo se utiliza un modelo circular de 5.08 cm de diámetro, y en la parte del glúteo en el mismo lado se coloca un modelo rectangular de dimensiones 5.08cm x 10.16 cm, ambos se muestran en la Figura 30.



Figura 30: Electrodo de estimulación

3.5.2 Captación

Para la captación de la señal electromiográfica se emplearon electrodos de espuma modelo *Kendal™* serie 100, como el que se muestra en la Figura 31. Son pequeños electrodos con cierta forma de lágrima para facilitar la extracción del revestimiento y del sujeto.

La espuma de estos electrodos es resistente al líquido y a posibles tirones, su hidrogel adhesivo y conductor maximiza la adhesividad y lo mantiene fresco y usable hasta 45 días desde su uso. Para los experimentos se han utilizado electrodos nuevos para cada usuario.



Figura 31: Electrodo empleado en la captación

3.6 Acondicionamiento

La primera toma de contacto de los sujetos con la prueba es una visita de familiarización. En ella se le pide al sujeto que realice varias contracciones tipo escalón y tipo rampa. Con esto se logra una adaptación de los sujetos, proporcionándoles una mayor confianza para que en la prueba final puedan lograr su máxima fuerza de contracción.

El día de la prueba final se debe rasurar la zona donde irán colocados los electrodos. Además, se ha de frotar un algodón por la zona rasurada para eliminar las células muertas y así minimizar el impacto de la impedancia de la piel sobre los electrodos.

Con estos pasos ya realizados se procederá a colocar al sujeto sobre la silla para realizar la prueba.

4 Escalera de reclutamiento

Antes de llevar a cabo la prueba se calcula la intensidad supramaximal para conocer la intensidad de los impulsos evocados que se le aplicarán. Para determinar el valor se realiza una escalera de reclutamiento. Ésta consiste en la generación de impulsos evocados que se van incrementando en amplitud, de forma que llegado a un cierto valor de impulso, la amplitud de la *M-wave* se estabilice. Como consecuencia a pesar de seguir aumentando la amplitud del impulso no hay correspondencia con un incremento en su valor, debido a que todas las fibras musculares habrán sido inervadas. De esto subyace que la intensidad supramaximal son los amperios que hay que inducir en un sujeto para que la amplitud pico-pico de la *M-wave* se estabilice en un valor, tal y como se aprecia en el esquema de la Figura 32. En la Figura 33 se muestra una captura de una escalera real, tanto de la fuerza como del voltaje.

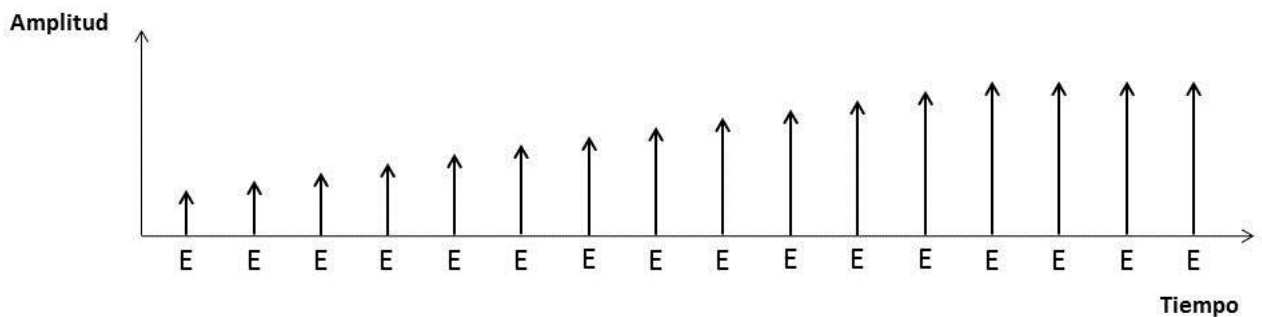


Figura 32: Ejemplo de estimaciones de una curva de reclutamiento teórica

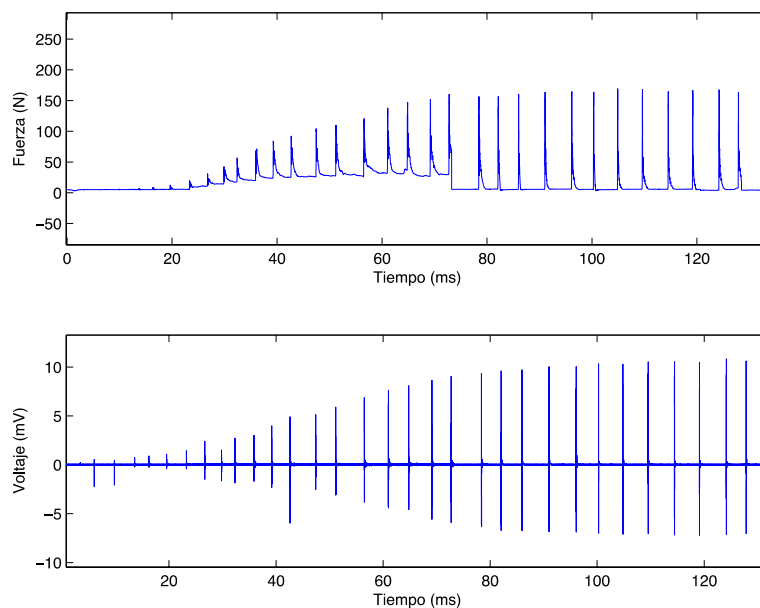


Figura 33: Señales de fuerza y electromiografía resultantes de la escalera de reclutamiento real

5 Protocolo de fatiga

Una vez calculado el valor de intensidad supramaximal se guarda un reposo de unos cinco minutos para que el músculo vuelva a un estado de relajación, tras esta pausa se realizan tres estimulaciones de control denominadas “PRE”. Estas estimulaciones consisten en escalones de tres segundos en los que el impulso evocado se proporcionaba en la mitad de la contracción, tal y como se muestra en la Figura 34. El promedio de las *M-waves* generadas por estas tres estimulaciones servirá como referencia para el estudio temporal y frecuencial de las siguientes *M-waves*.

Después de las tres estimulaciones de control se inicia el protocolo de fatiga que consiste en tres minutos de máxima contracción. Además cada cinco segundos, y sin detener la contracción, se les aplicaba un estímulo evocado a la intensidad supramaximal. Como consecuencia se obtienen treinta y seis *M-waves*, únicamente pertenecientes al protocolo de fatiga, el esquema teórico del protocolo se muestra en la Figura 34. A pesar de que teóricamente la contracción máxima voluntaria se mantiene constante, en la Figura 35 se muestra como a medida que el sujeto se fatiga ésta decrece exponencialmente.

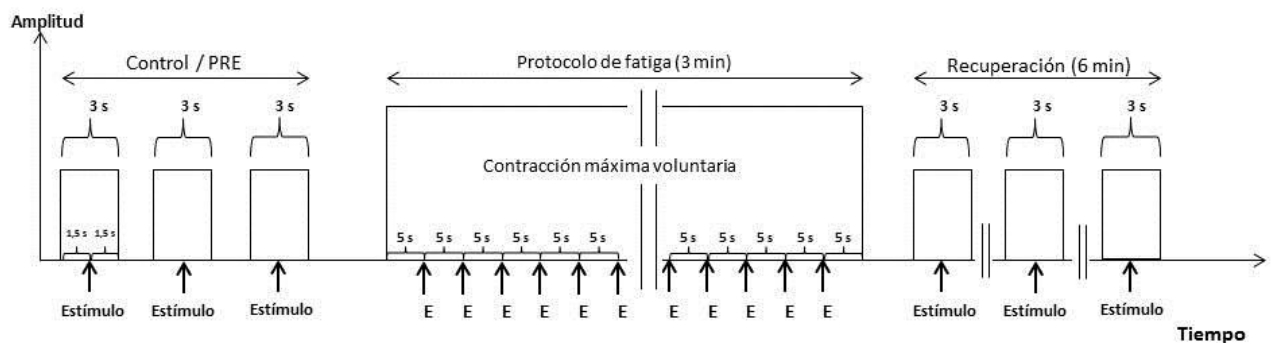


Figura 34: Ejemplo de estimulaciones de control y protocolo teóricos

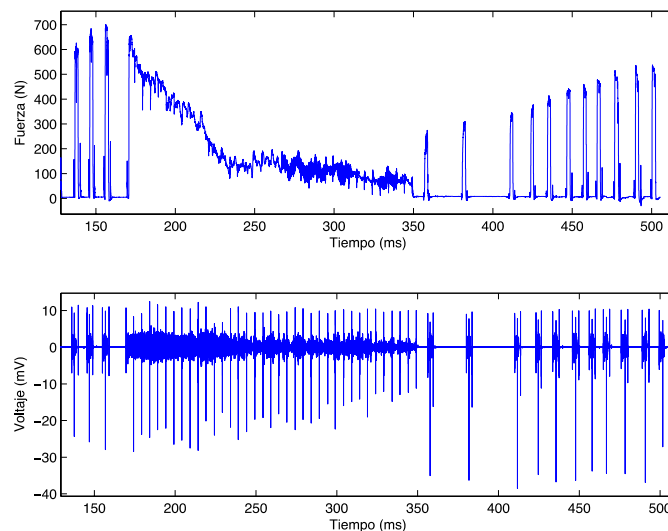


Figura 35: Señales de fuerza y electromiografía resultantes del protocolo de fatiga

Una vez finalizado el protocolo de fatiga se realiza un periodo de recuperación que dura seis minutos y tiene como fin registrar la recuperación del músculo tras un periodo de ejercicio intenso. Para realizar la recuperación se realizaban, al igual que en el control, pequeños escalones de contracciones de tres segundos en los que se evocaba un impulso a la mitad del escalón.

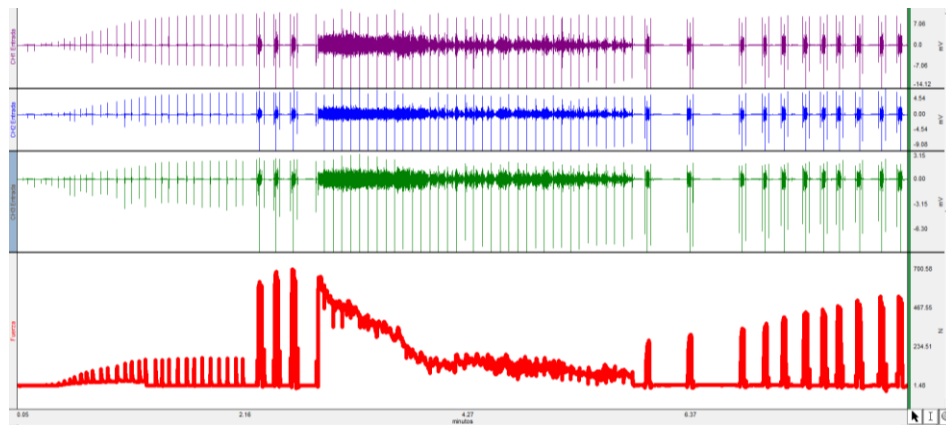


Figura 36: Señales de electromiografía y fuerza resultantes del protocolo de fatiga de *BIOPAC StudentLab PRO*

En la Figura 36 se muestra la señal registrada de un sujeto sometido al protocolo presentado, con esta resolución no se puede valorar las señales obtenidas, pero se puede ver claramente la escalera inicial para buscar el valor supramaximal, los tres escalones de control, los treinta seis estímulos eléctricos que tienen una amplitud similar y el periodo de recuperación.

6 Disposición de los electrodos

Como se ha comentado en apartados anteriores se han utilizado dos tipos de electrodos: unos para la estimulación y otros para la captación. En ambos es fundamental el buen posicionado para captar la señal deseada. Por ello, se explicaran las posiciones deseadas para los electrodos, aunque hay que tener en cuenta la variabilidad intrínseca de los sujetos.

6.1 Estimulación

Por comodidad para la instrumentación y por seguir un patrón los experimentos se han realizado en la pierna derecha de los sujetos, lo cual no es determinante para los resultados.

Los electrodos de estimulación tienen como función inervar el nervio femoral, para ello se coloca el cátodo en la zona inguinal, Figura 37.a, y el ánodo en el glúteo del mismo lado, Figura 37.b.

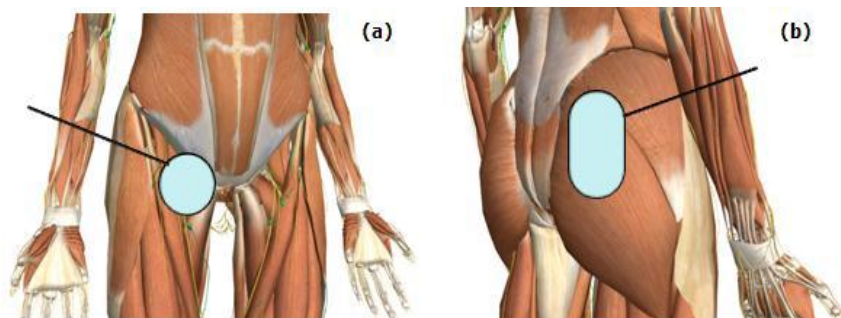


Figura 37: Configuración de los electrodos de estimulación

6.2 Captación

El registro de la señal electromiográfica se hará mediante los electrodos de superficie vistos en los apartados anteriores. Para llevar a cabo la prueba se han colocado electrodos en el músculo vasto lateral y en el vasto medial en la zona más distal de cada uno de los músculos. En cambio en el recto femoral se colocaron en la zona más proximal.

Para medir las señales en configuración bipolar los dos electrodos han de ser colocados a lo largo del músculo, en la dirección de las fibras musculares. Cada uno de los dos electrodos está configurado para registrar en modo monopolar, con los electrodos colocados como en la Figura 38.a y los electrodos de referencia y de tierra colocados en la patela, la superficie huesuda de la rótula o la tibia, a más o menos 5 cm del electrodo distal.

Los experimentos han sido realizados en una sesión con una configuración inter-electrodo de 20mm Figura 38.b. Al combinar el electrodo proximal con el distal se obtiene la configuración bipolar.

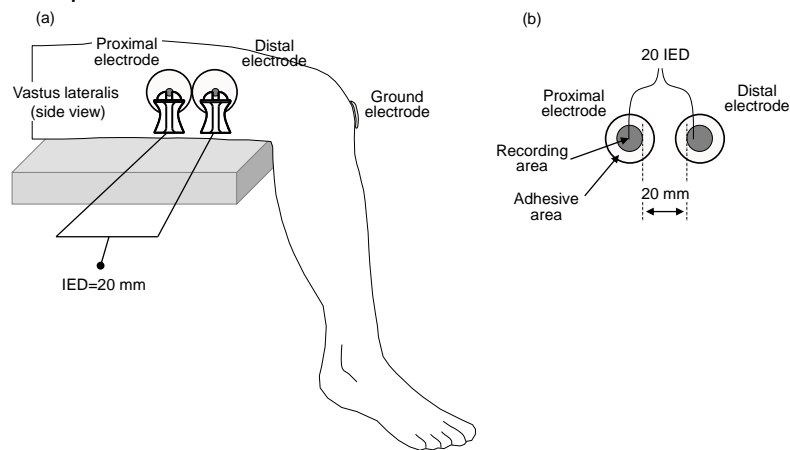


Figura 38: Configuración esquemática de la configuración de electrodos

En la Figura 39 se muestra el posicionamiento de los electrodos cuando se quiere captar la EMG del músculo vasto lateral, aunque en la imagen aparecen tres electrodos, en el estudio que se llevó a cabo en el presente TFM sólo se utilizaron los dos más proximales.

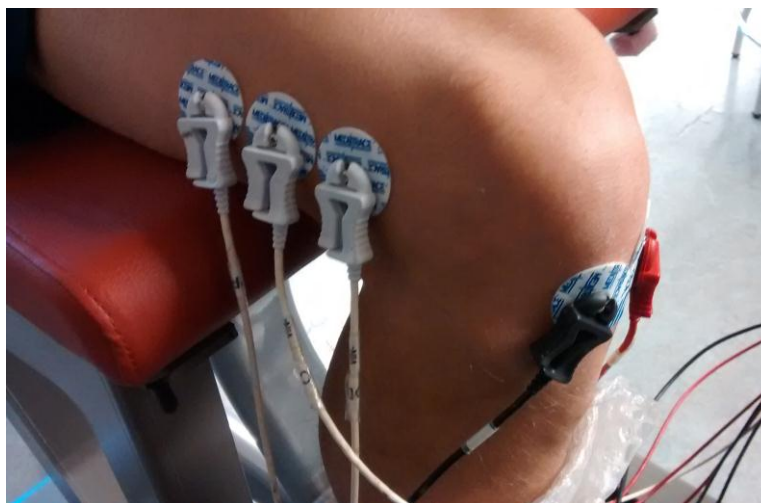


Figura 39: Ejemplo de posicionamiento de electrodos para el vasto lateral

Capítulo 4: Análisis de datos

1 Introducción

A continuación se presentan los conceptos necesarios para el entendimiento del protocolo realizado, se explicarán las diferencias entre las distintas configuraciones y las particularidades de cada parámetro a estudiar.

2 *M-Wave*

La señal conocida como *M-wave* se corresponde con el potencial eléctrico del músculo en el momento en el que se le induce un potencial evocado, resulta de la sumatoria de todos los potenciales de las fibras disponibles en el momento de la estimulación. En apartados posteriores se demostrará, como dependiendo de la forma de onda de estos potenciales la señal obtenida variará de forma sustancial.

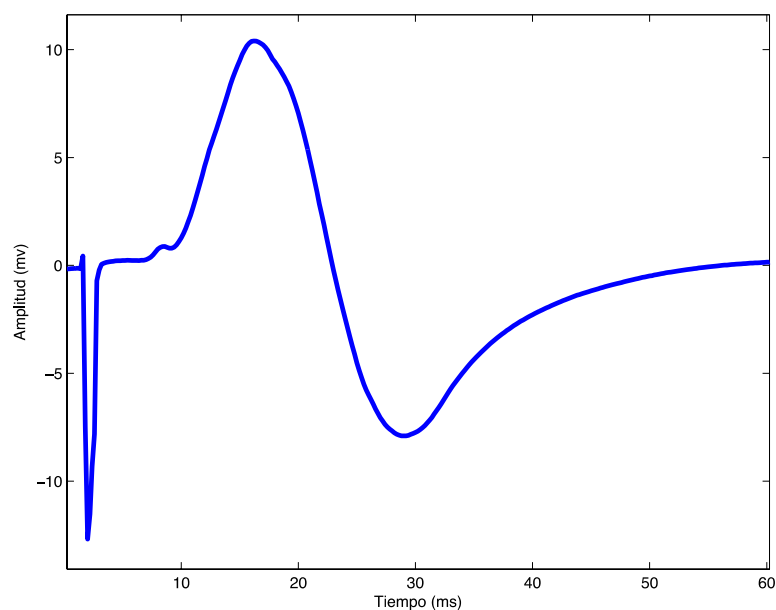


Figura 40: Ejemplo de *M-wave*

La principal ventaja de estudiar este tipo de onda frente a la EMG voluntaria es que se reclutan todas las fibras disponibles, mientras que si la contracción es voluntaria se reclutarán primero las fibras tipo I y a medida que se vaya incrementando la fuerza se irán reclutando las fibras tipo II para reemplazarlas. De esta forma tiene más sentido la comparación entre distintas *M-waves*, ya que será una comparación entre todas las fibras que se han podido reclutar. En la Figura 40 se muestra un ejemplo de *M-wave*, donde se puede observar al comienzo un artefacto y después la onda de interés. Ésta comienza con una fase positiva que se corresponde con la propagación de los potenciales de acción de las fibras musculares, seguida de una fase negativa, que representa la extinción de estos potenciales en el tendón. Este tipo de ondas mide la excitabilidad del sarcolema y además es una buena estimación de la velocidad de conducción [11].

3 Configuraciones monopolar y bipolar

La configuración bipolar se corresponde con la diferencia entre los potenciales de dos puntos de la superficie de la piel, mientras que en la configuración monopolar se extrae la diferencia con respecto a un único punto elegido como referencia.

En el escenario que hemos propuesto la configuración bipolar se obtiene de restar las contribuciones del electrodo proximal al distal. La desventaja de la configuración monopolar es que tiene mucha sensibilidad al modo común, de cualquier forma existen diferentes estudios que afirman que la relación señal a ruido en este tipo de configuración es aceptable [11]. Además, la señal resultante en este tipo de configuración contiene mucha información de la señal detectada, mientras que la bipolar es una medida indirecta, en la Figura 41 se muestra un ejemplo tanto de las dos configuraciones monopolares como de la señal bipolar.

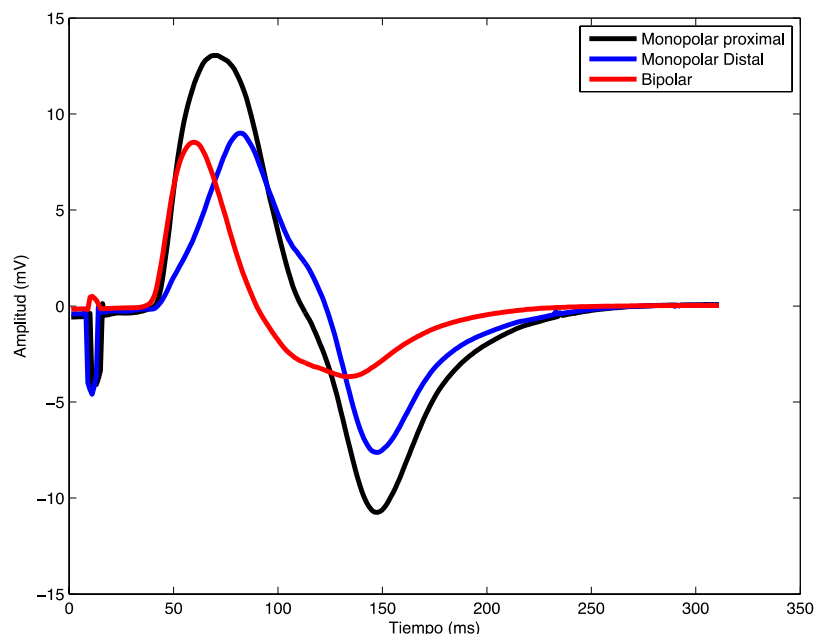


Figura 41: Monopolares VS Bipolar

4 Velocidad de conducción

Se conoce como velocidad de conducción de las fibras musculares a la velocidad con la que el potencial de acción viaja a lo largo de una fibra del músculo esquelético. Se consigue calcular la MFCV mediante dos señales *M-waves* generadas con un mismo impulso evocado pero registradas en diferentes puntos, tal como se explica en [12].

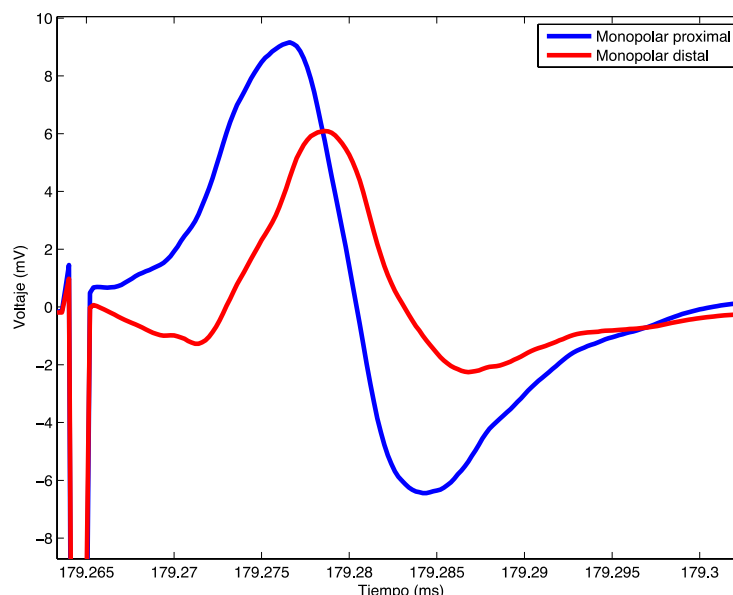


Figura 42: Señal proximal y distal

En la Figura 42 se muestra un ejemplo de las dos señales antes mencionadas, se puede observar cómo con la configuración adecuada de electrodos se consigue obtener dos señales *M-wave* que permiten realizar de forma sencilla el cálculo de la velocidad de conducción.

Gracias a que se conoce la distancia que existe entre los electrodos distal y proximal, que es de 20 mm, sólo se necesita conocer la diferencia o latencia entre dos mismos puntos de la señal, por ejemplo, entre los máximos de la primera fase de las *M-waves*.

El cálculo de la MFCV se realiza utilizando la latencia entre dos señales *M-wave* en configuración monopolar, concretamente se resta la señal proximal a la distal, esta distancia se recoge de los picos más altos de la primera fase de la *M-wave*. Con esta diferencia sólo resta multiplicarla por el periodo de muestreo, y como se conoce la separación entre los electrodos, es sencillo calcular la velocidad del potencial transmembrana, dividiendo espacio entre tiempo.

También es importante entender el hecho de que al aumentar la velocidad de conducción y el potencial expandirse, esto hace que el potencial que se recoja cambie. En el esquema de la Figura 43 se representan lo que pretende ser potenciales de una fibra muscular en reposo, este tipo de potenciales son, por lo general, estrechos lo que resulta de un potencial de unidad motora más bajo. Por otra parte en el representado en la Figura 44 se escenifican potenciales de la fibra cuando ésta está fatigada y por lo tanto tiene menor velocidad de conducción. Se aprecia como al ser más lentas, la suma da lugar a potenciales de unidad motora mayores, esto es lo que se conoce como potenciación.

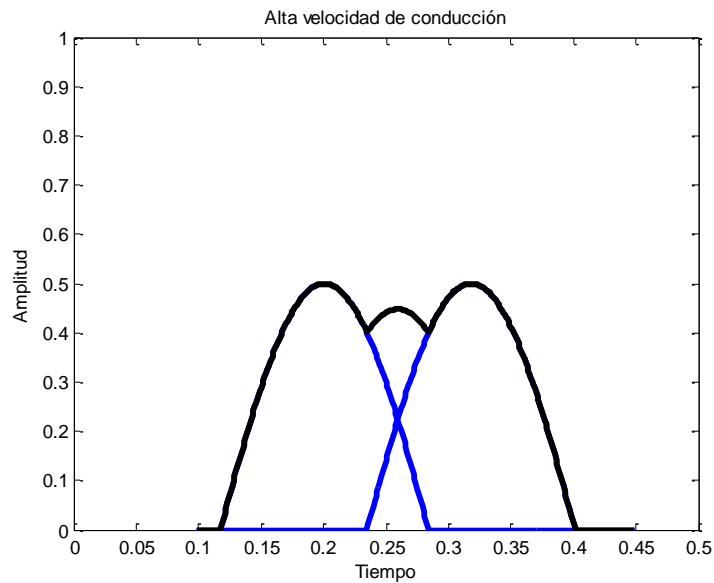


Figura 43: Velocidad de conducción alta

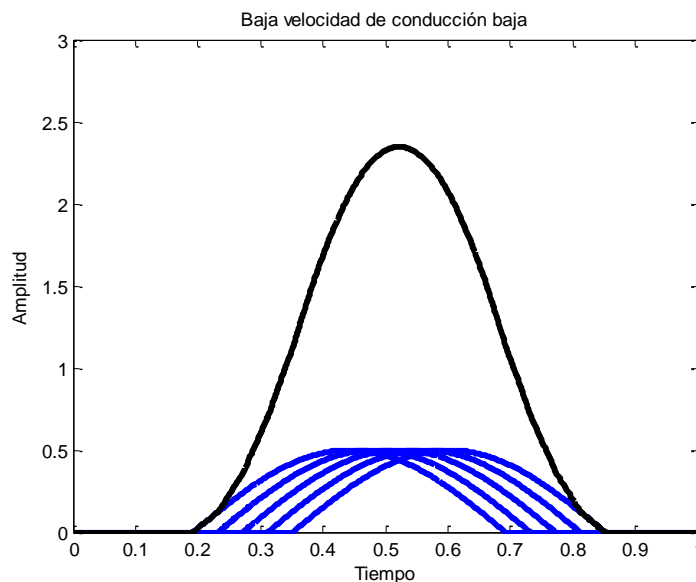


Figura 44: Velocidad de conducción baja

5 Músculos implicados

Se han estudiado 3 músculos diferentes, todos ellos pertenecientes al cuádriceps. Éste se denomina así debido a que consta de cuatro cabezas musculares, a saber: recto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL) y vasto intermedio. En el presente TFM se han estudiado los tres primeros, mostrados en la Figura 45. Se desea conocer si el comportamiento de los tres músculos será el mismo en las situaciones de fatiga, en [13] se estudia la relación entre el VL y VM, si bien es cierto que advierten en la bibliografía que ambos músculos tienen un efecto de potenciación muy similar debido a la composición de las fibras y a la distribución de las unidades motoras. En [13][3] explican que ambos músculos tienen ciertas diferencias anatómicas y estructurales, como la longitud, la dirección de las fibras o la rigidez músculo-tendinosa que pueden variar en función de la

cabeza muscular, teniendo en cuenta todas estas diferencias, parece importante, desde un punto de vista científico, investigar profundamente las diferencias que puedan existir en los diferentes músculos.

Con todo esto, el protocolo de fatiga que se implementó en el TFM pretende estudiar si existe variabilidad en la potenciación de los tres músculos citados.

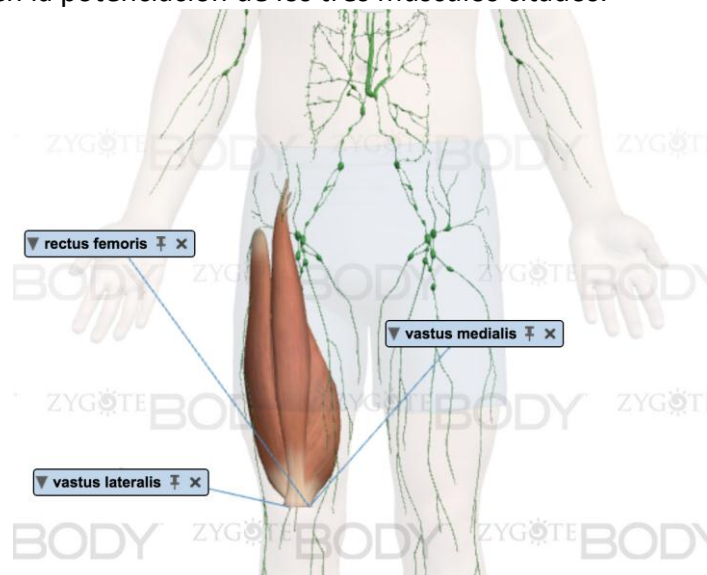


Figura 45: Recto femoral, vasto lateral y vasto medial

6 Parámetros de estudio

El estudio que se realizó de la señal se centró en seis parámetros, los cuales se explican en profundidad a continuación. Hay que recordar que cada uno de estos parámetros se estudiará tanto para el RF, como para el VL y para el VM, así como para las distintas configuraciones: bipolar, monopolar proximal y distal.

6.1.1 Amplitud de la primera fase

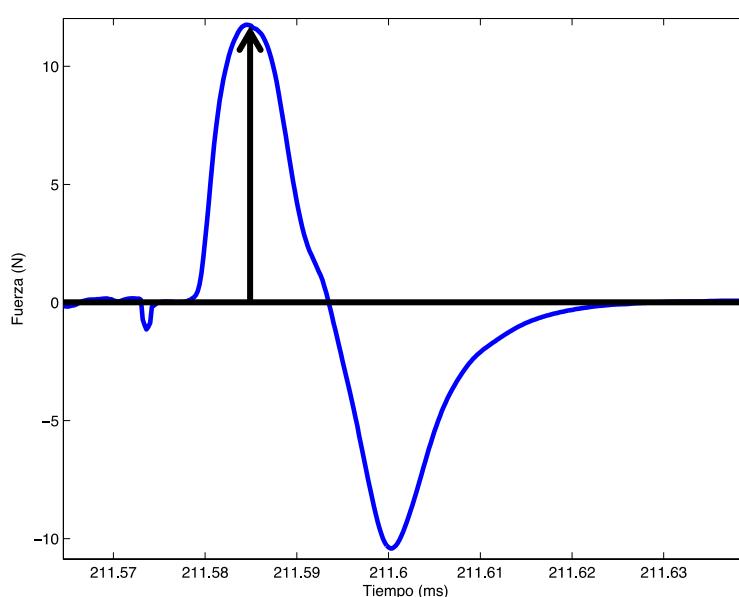


Figura 46: Amplitud de la primera fase

Se estudia la amplitud de la primera fase de la *M-wave* (Figura 46). En las señales monopolares la primera fase es el reflejo de la propagación del potencial de acción por las fibras musculares que se encuentran debajo del electrodo.

Es un parámetro importante, ya que es uno de los más fiables y en el que menos contaminada está la señal debido a la extinción del potencial de acción en el tendón.

6.1.2 Amplitud de la segunda fase

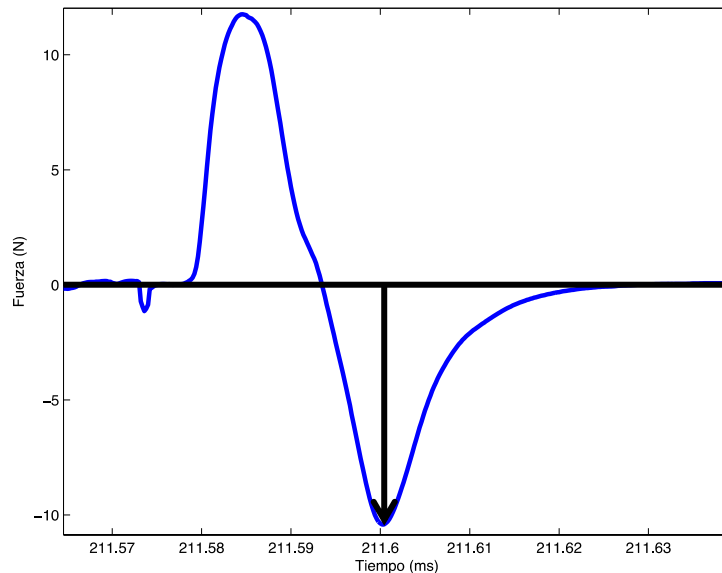


Figura 47: Amplitud de la segunda fase

Es interesante estudiar la amplitud de la segunda fase de la *M-wave* (Figura 47). Este parámetro hace referencia a la extinción del potencial de acción en el tendón. Por ese motivo, se suele prestar menos atención a este parámetro cuando se hace un estudio de las *M-waves*. Sin embargo, se ha estimado oportuno incluirlo en el trabajo ya que nos puede proporcionar información complementaria a la amplitud positiva.

6.1.3 Amplitud pico-pico

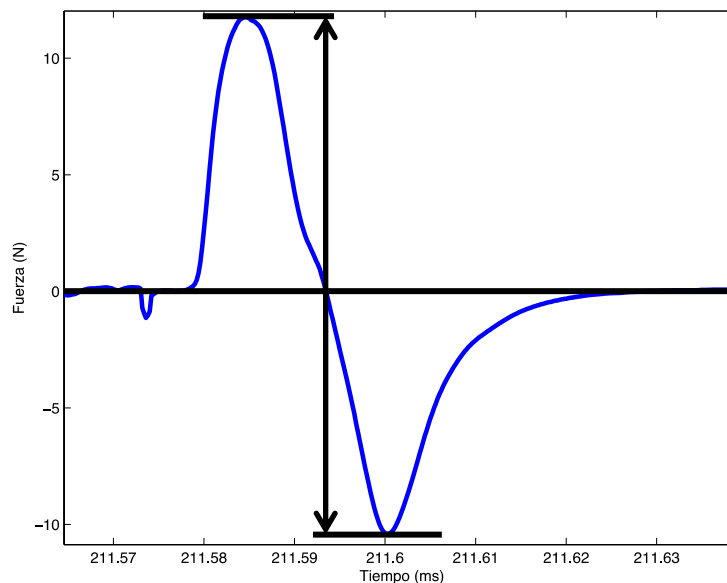


Figura 48: Amplitud pico-pico

Para completar el estudio de la amplitud se incluyó la amplitud de pico-pico de la primera y la segunda fase (Figura 48). Este parámetro es la amplitud neta de la onda desde el pico positivo hasta el pico negativo. De tal forma que si hablamos, por ejemplo, de un seno puro, el valor pico a pico siempre sería el doble del valor de pico. Sin embargo, en las señales *M-wave* esto no suele darse, la amplitud de la segunda fase suele ser menor, en valor absoluto, que la de la primera fase.

6.1.4 Duración pico-pico

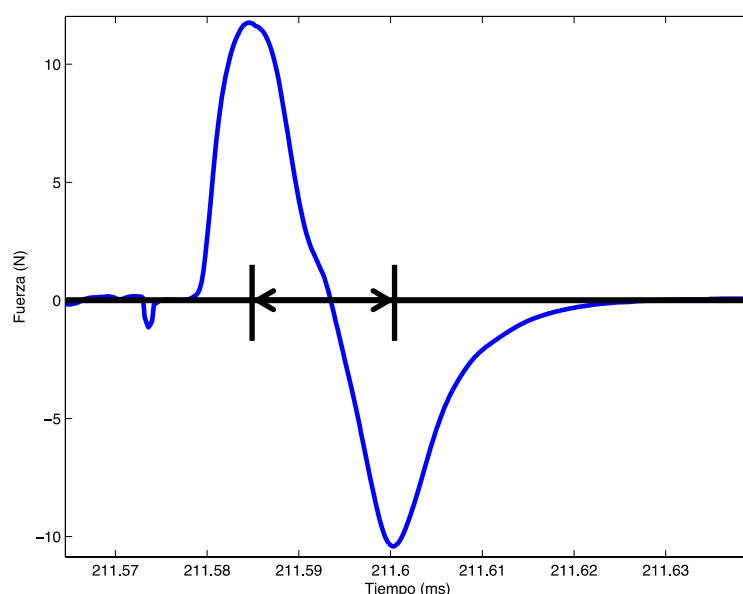


Figura 49: Duración pico-pico

Se estudió el intervalo de tiempo entre los picos de la primera y la segunda fase (Figura 49). Para la *M-wave* monopolar proporciona una estimación del tiempo medio de propagación desde el electrodo al tendón, y en la señal bipolar se considera como un promedio de los cambios entre las monopares [11][14].

Los cambios en la velocidad de conducción son fácilmente reconocibles en la variación en el tiempo de la onda *M-wave*, ya que aparecen distintas alteraciones de la duración pico-pico. Debido a la diferencia en la naturaleza de las distintas configuraciones la cuestión estriba en cómo afecta la MFCV en la duración de la señal bipolar comparada con la monopolar.

6.1.5 Frecuencia media

Para completar el estudio se estudió la frecuencia mediana (Figura 50) de cada *M-wave*. La frecuencia mediana representa el valor de frecuencia central, cuando se ordenan los valores. Cambios en la MFCV dan como resultado cambios en la frecuencia [11]. Se sabe que cuando la MFCV aumenta, también lo hace frecuencia. Las señales monopares contienen componentes no propagantes que surgen de la extinción de los potenciales de acción al terminar el tendón. Las señales más próximas al final de la fibra contendrán más componentes de alta frecuencia. En señales bipares en cambio, las componentes no propagantes están parcial o completamente eliminadas, por lo que no se pueden apreciar estos fenómenos. De cualquier forma, debido a la naturaleza de la señal bipolar es difícil saber cómo se comportará en relación con la monopolar.

También se ha demostrado que las unidades motoras de tipo I se corresponden con un espectro en frecuencias más bajo que las de tipo II [15], por lo que será útil estudiar cómo cambia la señal a medida que la fatiga se va incrementando.

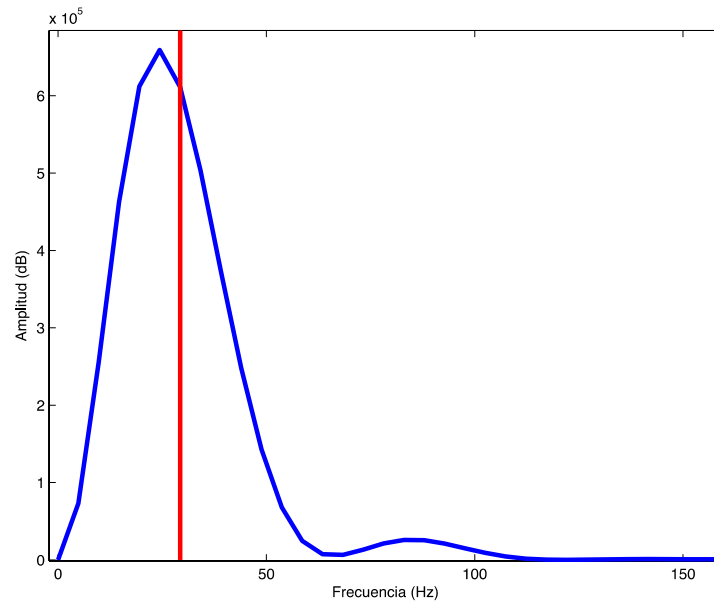


Figura 50: Frecuencia mediana

6.1.6 Área

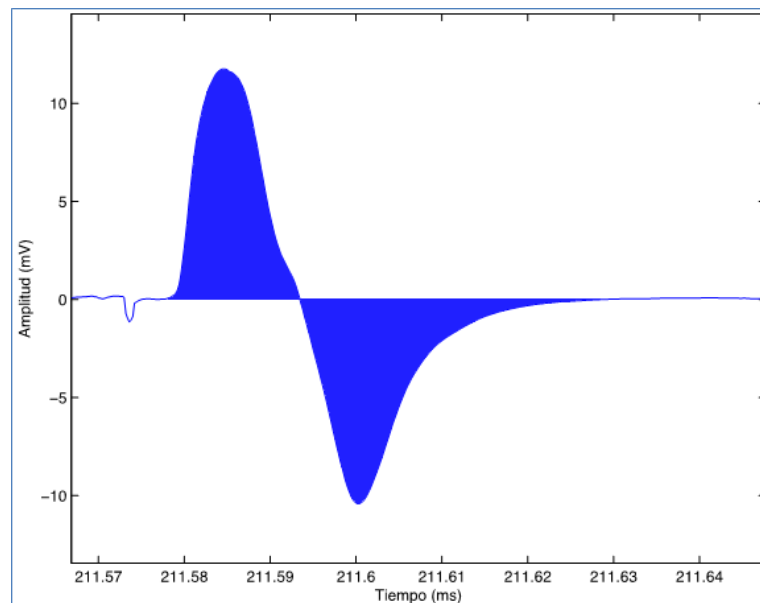


Figura 51: Área

El área (Figura 51) es otro parámetro que se incorporó al estudio con el objetivo de reconocer si existe tanto un incremento de la amplitud como un ensanchamiento en el tiempo de la señal, debido a la velocidad de conducción. Tiene la ventaja de que no se centra únicamente en los parámetros pico-pico, y muestra el ensanchamiento de la señal al completo.

7 Análisis estadístico

Con el fin de comprobar si existen diferencias significativas entre los distintos músculos frente a la fatiga (efectos principales), se necesita realizar un análisis estadístico de los resultados. Para ello se realiza un análisis de varianzas o ANOVA (*ANalysis Of VAriance*) de dos factores, en los efectos principales y también en la interacción entre ellos [16].

A su vez, también será necesario realizar dicho análisis para ver el efecto de la configuración.

A la hora de realizar este tipo de análisis se deben asumir una serie de hipótesis.

- Que las muestras son aleatorias.
- Que los datos siguen una distribución normal.
- Que los efectos de los distintos músculos y la fatiga, o la configuración y la fatiga, son aditivos, esto es, no existen interacciones entre ambos.

Cuando se realiza este tipo de análisis es necesario realizar la hipótesis nula de que las medias de los efectos principales son iguales entre ellas, y que no hay efecto de interacción.

Mediante un test de Kolmogorov-Smirnov se confirma que todos los datos tienen una distribución normal. Al realizar el análisis de dos factores de ANOVA se consideró que los valores se considerarían significativamente diferentes para p-valores menores de 0,005. Cuando los efectos principales o interacciones fueron significativos, se aplicó el método de Tukey para comprobar si los resultados eran reales o podrían deberse a que el espacio muestral es demasiado pequeño.

Los datos que se presentan en las figuras a continuación en el trabajo son la media de los diferentes sujetos con su desviación típica.

Capítulo 5: Resultados

1 Introducción

Una vez presentada la metodología de trabajo, en este capítulo se presentan los resultados obtenidos a partir del protocolo de fatiga realizado a cada uno de los sujetos del experimento. Asimismo, se incluye una interpretación de dichos resultados, donde se confrontan con el estado del arte.

2 Resultados

Existen dos factores determinantes en los experimentos realizados, el primero de ellos es el músculo, para el presente TFM se han estudiado el vasto lateral, el vasto medial y el recto femoral. El segundo factor que se ha tenido en cuenta es la configuración, se han realizado los estudios de dos monopares y de la bipolar formada por la resta de ellas.

A continuación se muestran los resultados, se han dividido en dos secciones con el fin de poder apreciar mejor las diferencias tanto de los músculos como de las configuraciones. Se comienza con el estudio del efecto del músculo en las señales monopares, y se continúa con el estudio de las configuraciones enfrentando la señal monopar proximal, ya que está menos influenciada por el tendón y la señal bipolar.

Es importante resaltar que las gráficas que se detallan a continuación muestran los datos relativos obtenidos. Están referenciados al valor PRE o de control, que se considera el 100% . Se muestran de esta forma para poder hacer una comparación entre ellos.

2.1 Estudio del efecto del músculo

2.1.1 Amplitud de la primera fase

En la Figura 52 se muestra la gráfica obtenida para la máxima amplitud positiva de la *M-wave* en configuración monopolar proximal y distal. Se aprecia que en general todas las curvas siguen una tendencia de crecimiento. En cambio se aprecia una diferencia significativa entre la mayoría de los músculos. Es especialmente llamativo el caso de la monopolar distal, en la que el vasto lateral tiene una amplitud mucho menor que el resto.

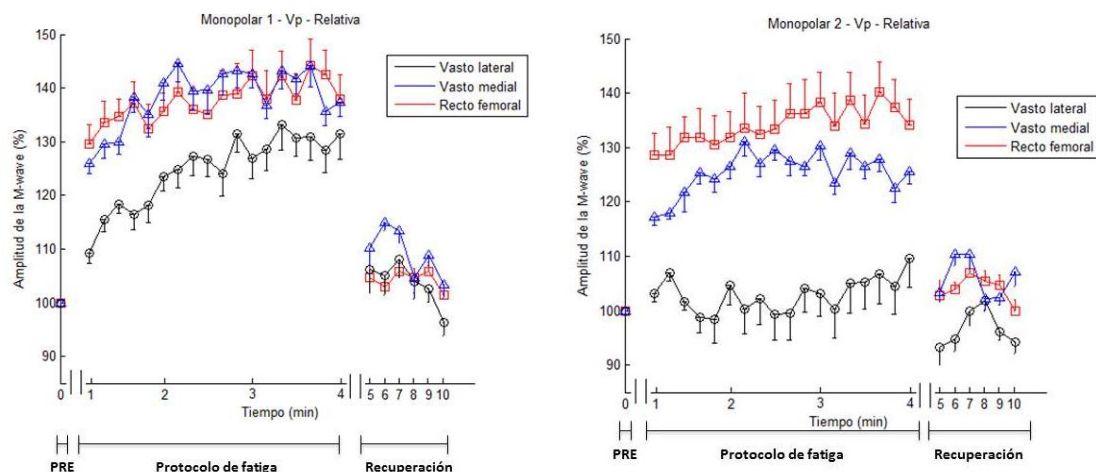


Figura 52: Resultados de la amplitud positiva para las señales monopolares

2.1.2 Amplitud de la segunda fase

En la Figura 53 se aprecia un rápido incremento de las señales que se ve corregido súbitamente para continuar con una llanura. Parece haber una discrepancia en el caso del músculo vasto lateral para la configuración monopolar distal.

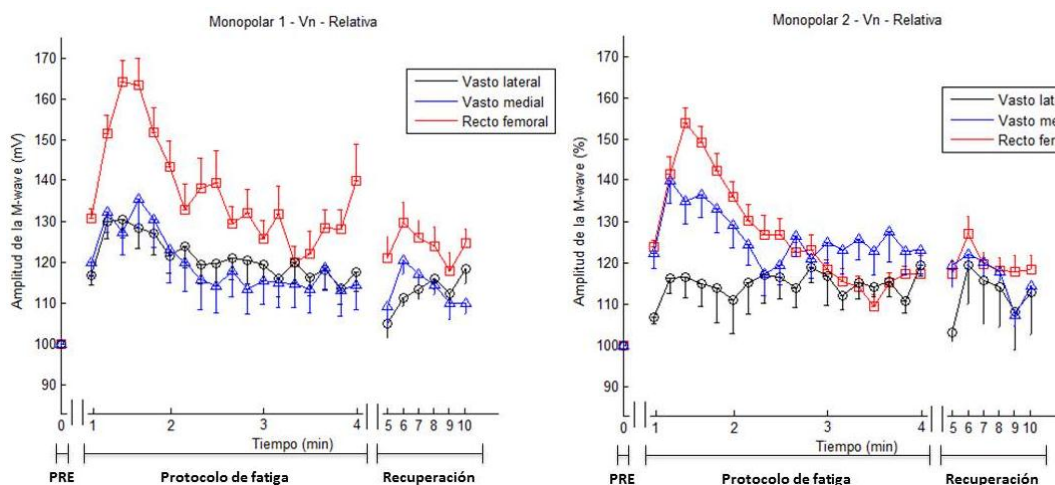


Figura 53: Resultados de la amplitud negativa para las señales monopolares

2.1.3 Amplitud pico-pico

En el caso de la tensión de pico-pico, no son tan apreciables los incrementos de amplitud, Figura 54. Aunque parece que guarda similitud con los datos obtenidos en la amplitud de la segunda fase.

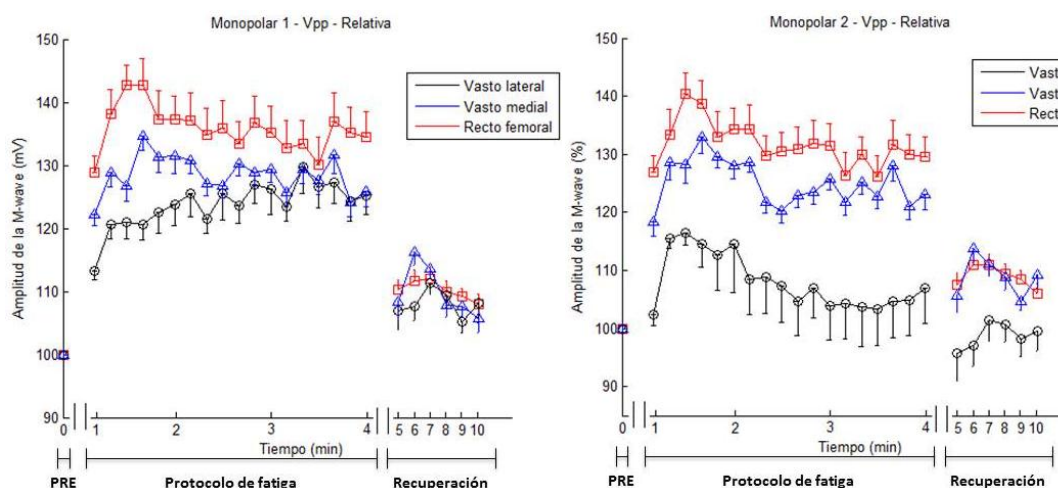


Figura 54: Resultados de la amplitud pico-pico para las señales monopolares

2.1.4 Duración

Existe un claro aumento en la duración a medida que avanza evoluciona en el tiempo, Figura 55. Sin embargo ésta disminuye cuando a medida que los sujetos se van recuperando.

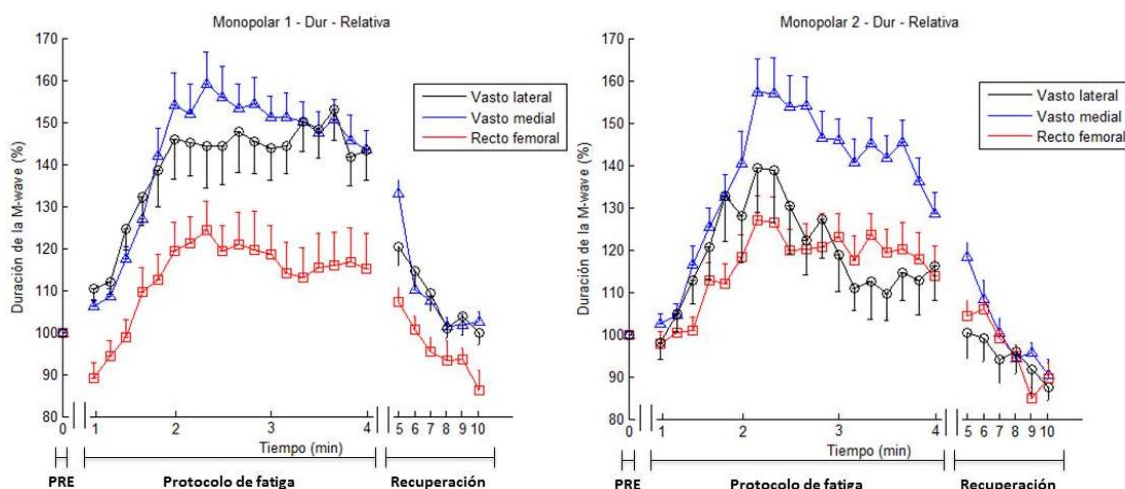


Figura 55: Resultados de la duración para las señales monopolares

2.1.5 Frecuencia mediana

Para el parámetro de frecuencia mediana todas las configuraciones, Figura 56, siguen la misma tendencia una gran disminución al comienzo y a medida la señal evoluciona en el tiempo vuelve a su estado original o incluso lo sobrepasa. Además, no parecen haber cambios significativos entre los distintos músculos.

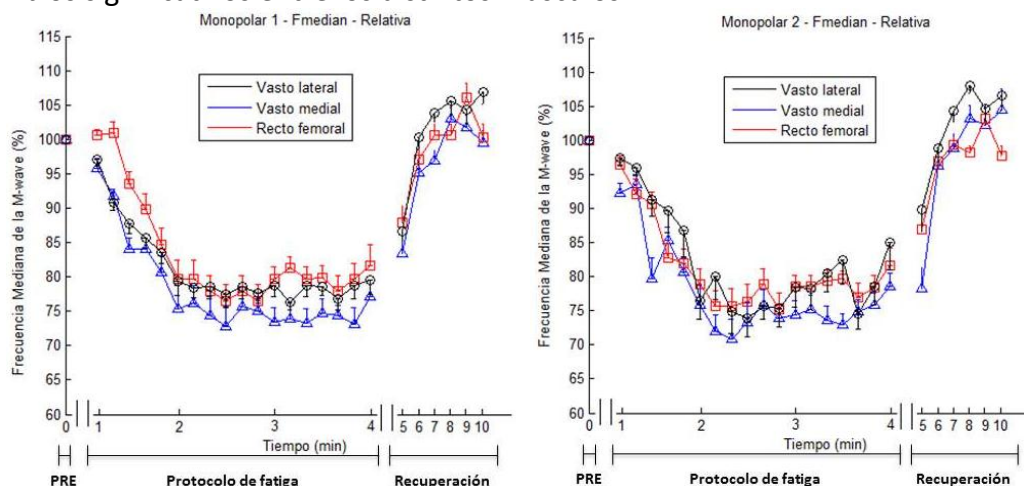


Figura 56: Resultados de la Fmedian para las señales monopolares

2.1.6 Área

El área para las distintas configuraciones aumenta al comienzo de la señal pero rápidamente se estabiliza hasta que disminuye notablemente en la fase de recuperación, Figura 57. Al igual que pasaba con la amplitud de la primera fase, en la configuración monopolar distal, el músculo vasto lateral tiene un valor menor que el del resto de los músculos.

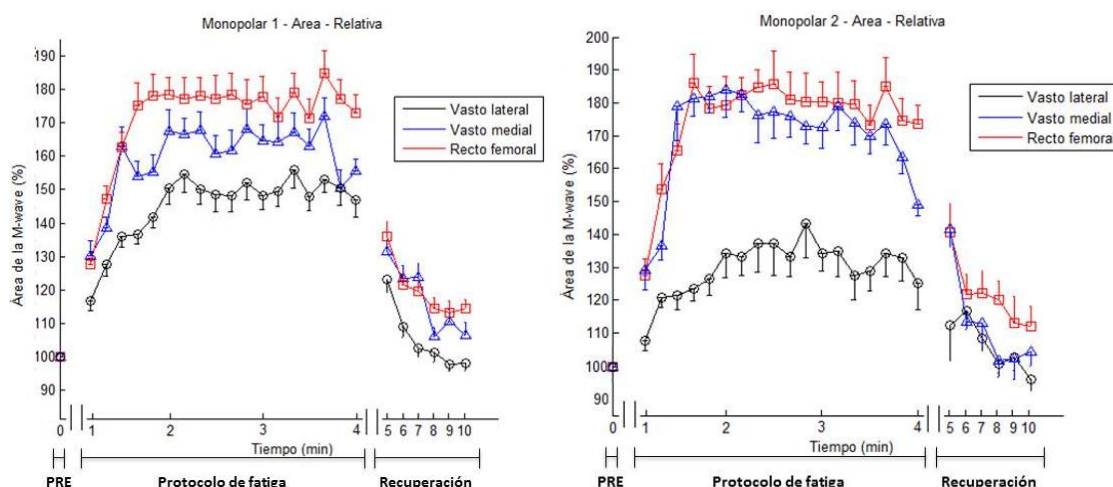


Figura 57: Resultados del área para las señales monopolares

2.2 Estudio del efecto de la configuración

2.2.1 Amplitud de la primera fase

Se puede apreciar en la Figura 58 que el comportamiento de la señal bipolar muestra un tímido incremento, nada comparable con la configuración monopolar.

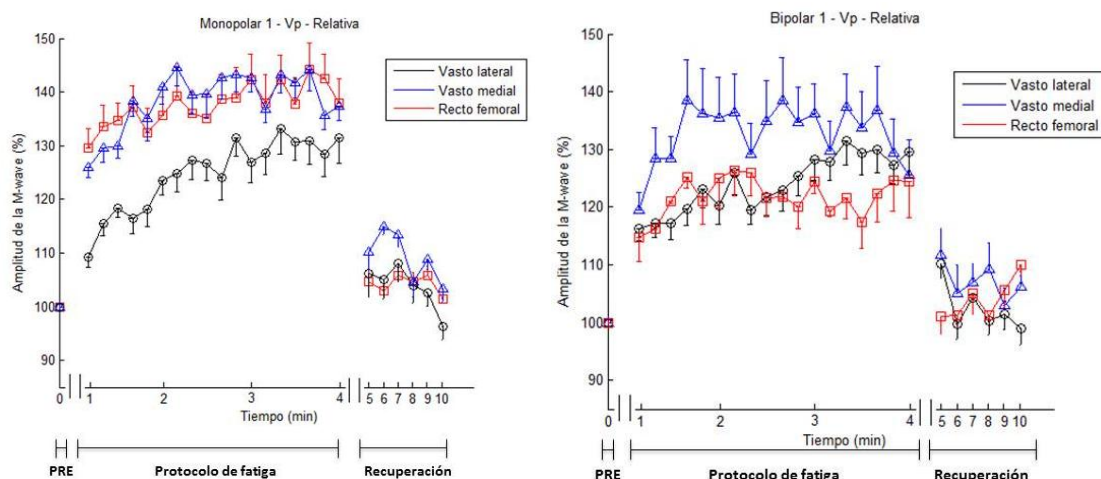


Figura 58: Resultados de la amplitud positiva según su configuración

2.2.2 Amplitud de la segunda fase

En la Figura 59 se observa un comportamiento similar entre ambas configuraciones.

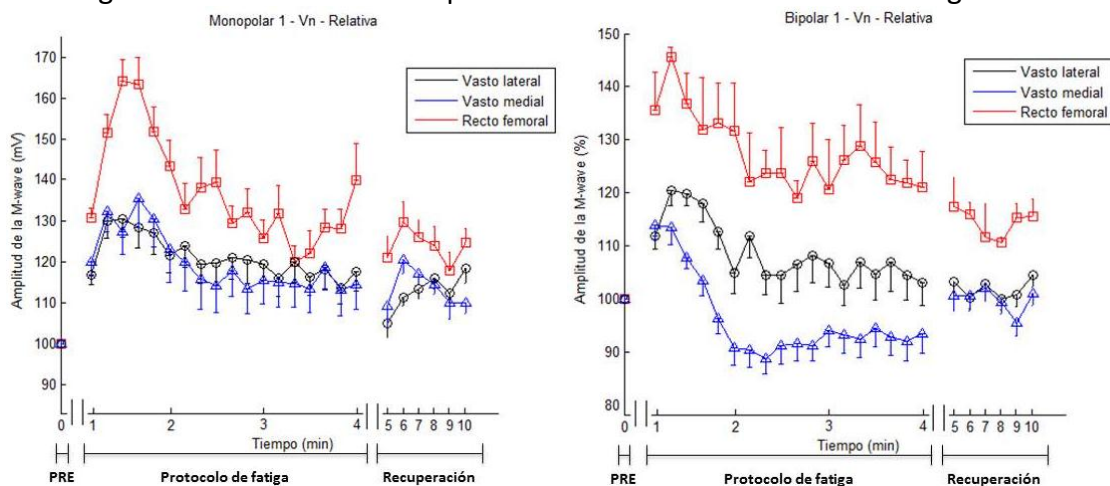


Figura 59: Resultados de la amplitud negativa según su configuración

2.2.3 Amplitud pico-pico

A pesar de que el valor de la amplitud pico-pico para la señal bipolar parece tener el mismo comportamiento en todos los músculos, Figura 60. Sin embargo, éste no se parece demasiado a la configuración monopolar.

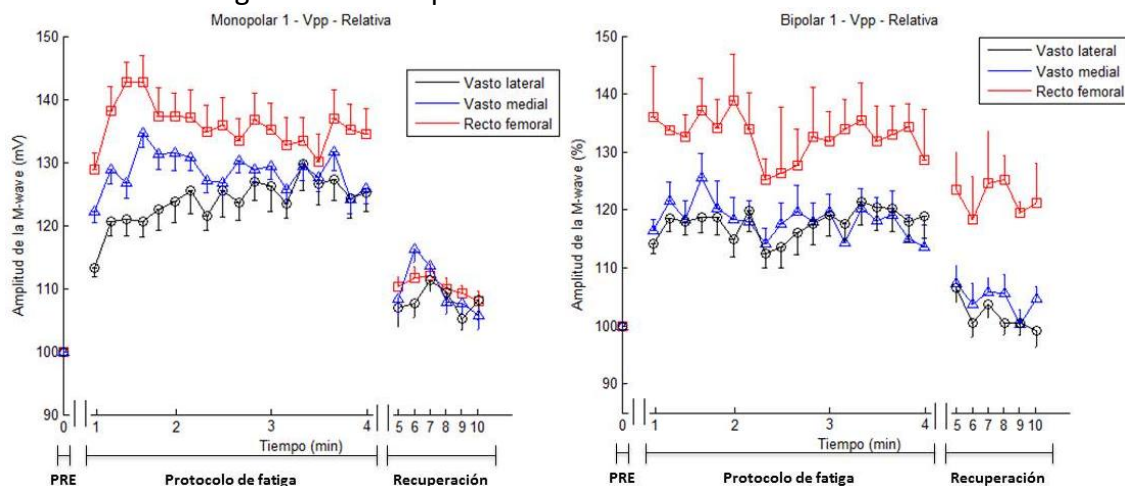


Figura 60: Resultados de la amplitud pico-pico según su configuración

2.2.4 Duración

En el caso de la duración no parecen haber diferencias entre ambas configuraciones, Figura 61. Sin embargo, sí que parece haberlas para los diferentes músculos.

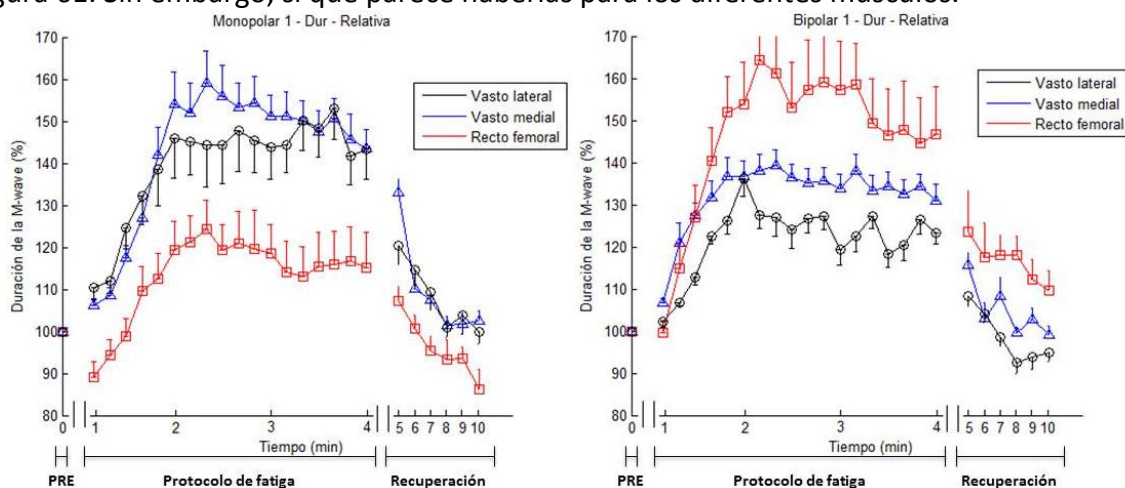


Figura 61: Resultados de la duración según su configuración

2.2.5 Frecuencia mediana

Ambas configuraciones siguen la misma evolución temporal para ambas configuraciones, Figura 62. Aunque se aprecia una diferencia en el músculo recto femoral para la configuración bipolar.

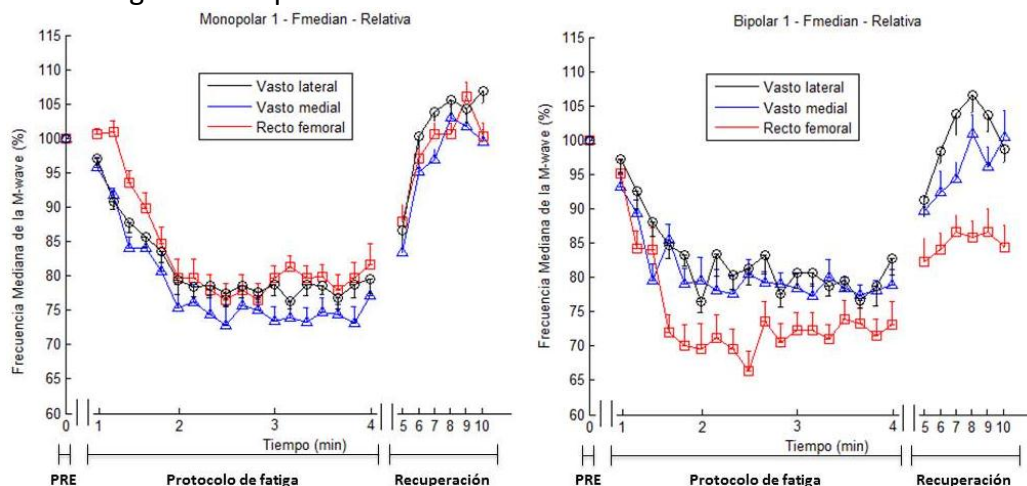


Figura 62: Resultados de la Fmedian según su configuración

2.2.6 Área

El resultado obtenido para la configuración bipolar del área parece, en su evolución temporal, similar al de las configuraciones monopolares. Sin embargo, se ha obtenido una gran aleatoriedad entre muestras, Figura 63.

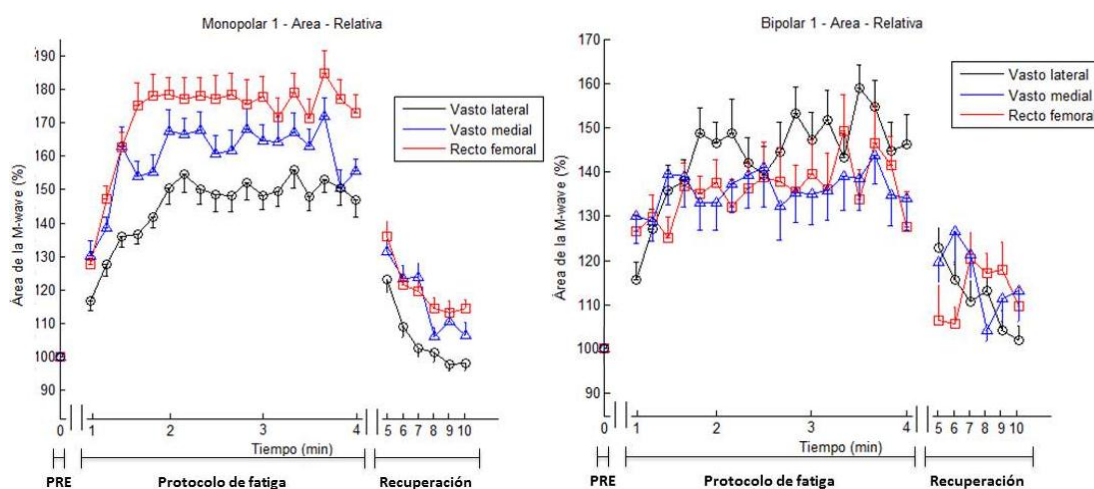


Figura 63: Resultados del área según su configuración

2.3 Velocidad de conducción

Como se ha comentado, la velocidad de conducción es un parámetro imprescindible para entender el comportamiento del músculo. Se ha calculado la MFCV para los tres músculos. En la Figura 64, se muestran los resultados para los músculos VL, VM y RF. En todos ellos se puede apreciar como al aumentar la fatiga en el sujeto la velocidad de conducción disminuye. Este resultado será esencial para poder fundamentar las conclusiones del proyecto.

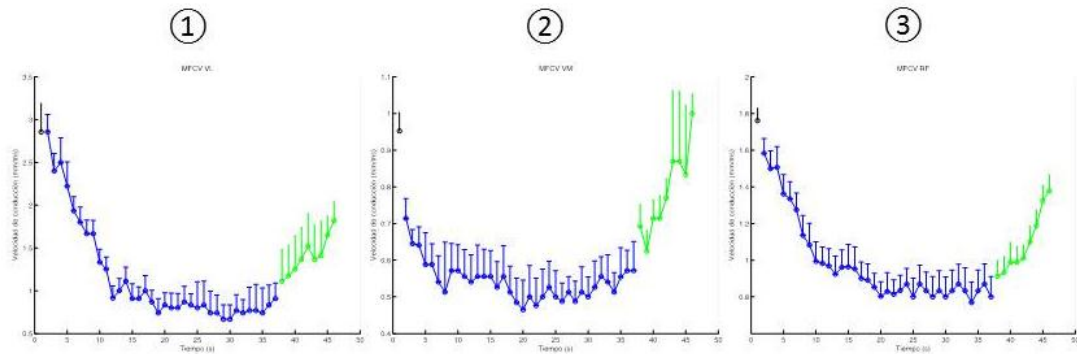


Figura 64: Velocidad de conducción en el 1)VL, 2)VM y 3)RF

3 Discusión

Los hallazgos más importantes de este estudio han sido, por un lado, demostrar la existencia de potenciación (aumento de la amplitud de la *M-wave*) en los tres músculos estudiados del cuádriceps. Se ha visto una clara diferencia en el comportamiento entre la amplitud de la primera y de la segunda fase de la *M-wave*.

Por otra parte, no parece haber diferencias entre las formas de onda de las distintas configuraciones, si bien es cierto que no todas ellas representan lo mismo y que los resultados que se presentan son relativos.

También es notable que en la mayoría de los casos estudiados, la última muestra de recuperación se acerque mucho al valor inicial, por lo que se produce una recuperación de los valores que se tenían antes de realizar el protocolo de fatiga. Es decir, los músculos son capaces de recuperarse en seis minutos. Hay que destacar que esto es cierto para la mayoría de los sujetos, si bien es verdad que algunos no llegaron a recuperar toda la fuerza que tenían al comienzo de la prueba, y por lo tanto, son los que producen que esta recuperación no llegue al valor del comienzo. Esto puede ser debido a la variabilidad fisiológica inter-sujeto, no todos son capaces de recuperar en el mismo tiempo.

A continuación se discutirá el comportamiento de cada parámetro por separado para cada uno de los factores, músculo y configuración.

3.1 Estudio del efecto del músculo

3.1.1 Amplitud de la primera fase

Se ha demostrado que la amplitud de la primera fase, se corresponde con la propagación del potencial de acción por la fibra [11]. Se aprecia un aumento en la amplitud de la *M-waves* monopares proximal y distal, aunque el aumento es mayor en la primera. Esto puede ser debido a que es la más alejada del tendón, y por lo tanto, tiene menos artefactos procedentes de éste. De hecho, en la *M-wave* distal del vasto lateral el aumento de amplitud no fue significativo. Parece que en este músculo y para esta configuración la potenciación no sería tan clara como para el resto. Se debe profundizar en esta configuración, para ver si se puede extrapolar la misma conclusión que para el resto de músculos. Hay que señalar que [17] realizó un experimento similar al nuestro, salvo que aquí lo que estudiaban eran las diferencias en la potenciación entre una señal voluntaria y una EMG estimulada. Los resultados a los que llegaron, para el recto femoral y el vasto medial, concuerdan con los que se obtuvieron en este trabajo, sin embargo, ellos se centraron más en el estudio de la fuerza que en los parámetros de la *M-wave* y

Con respecto a la recuperación, es destacable como en seis minutos son capaces de recuperar la amplitud de la que partían.

3.1.2 Amplitud de la segunda fase

El resultado de la amplitud de la segunda fase ha sido un gran hallazgo, ya que se esperaba una respuesta similar a la obtenida para la primera fase. En [18] obtuvieron un resultado parecido, aunque no tan notable como el que se presenta, si bien era para el músculo tibial. Sin embargo, lo que se ha obtenido es una potenciación mucho más corta y en todos los músculos. Es curioso como para este parámetro la amplitud alcanza su

máximo cuando el músculo todavía no está completamente fatigado y no es capaz de mantenerlo, sino que decrece rápidamente. Es necesario recordar que esta amplitud se relaciona con la extinción del potencial en el tendón, y son pocos los artículos que le dan importancia a esta onda, sin embargo, este rápido decaimiento puede estar relacionado con cambios en la elasticidad de la unión del tendón. También es destacable el estudio de [13] en el que afirman que los cambios en la geometría del músculo no son apreciables en la primera fase, pero sí lo serían en ésta. Éste puede ser uno de los motivos para la discrepancia hallada. Otros motivos se pueden corresponder con que la velocidad de conducción tiene un impacto diferente en las fases de la *M-wave*. Se cree que la MFCV casi no se manifiesta en la primera fase, sino que sus cambios se expresan con mayor claridad en la segunda fase, para llegar a esa afirmación se basan en el tiempo que tardan los potenciales en viajar por la fibra.

3.1.3 Amplitud pico-pico

La amplitud pico-pico parece corresponderse más con el comportamiento observado en la amplitud de la segunda fase, aunque en la monopolar distal el vasto lateral está claramente afectado por la amplitud de la primera fase, que hace que sea significativamente diferente al resto de músculos. A pesar de que hay investigadores que utilizan este parámetro para sacar conclusiones del músculo, a la vista de los resultados obtenidos, se recomienda hacer un análisis de cada amplitud por separado, ya que su comportamiento es claramente diferente.

3.1.4 Duración

Cuando el sujeto se fatiga la velocidad de conducción se reduce, como ya se ha visto, sin embargo la duración de la *M-wave* aumenta, esto es debido a que la señal se ensancha. En este parámetro se vuelve a repetir el comportamiento díscolo de la monopolar distal. A pesar de que la forma de onda con respecto al tiempo es común para todas, se aprecia como el músculo vasto medial es significativamente diferente, consiguiendo una potenciación mucho mayor que el resto de parámetros.

3.1.5 Frecuencia mediana

La frecuencia mediana tiene un comportamiento inverso al de la duración, y análogo al de la velocidad de conducción. Ésta disminuye a medida que la fatiga se hace evidente, por lo que la señal en el tiempo se suaviza y se ensancha, dando como resultado que la frecuencia mediana cada vez sea más baja. Sin embargo, la recuperación, en la mayoría de los casos es total y se aprecia una subida exponencial.

Dicha bajada parece mucho más evidente en la configuración monopolar proximal, esto puede ser debido está menos afectada por el tendón, que introduce más ruido y puede interferir en la frecuencia de modo que esta no baje tanto como se esperaría. En [18] también relacionan los cambios en la frecuencia con cambios en la geometría del músculo.

Además se concluye que no existen diferencias significativas en el efecto de los músculos para las configuraciones monopulares.

3.1.6 Área

El parámetro área corrobora el parámetro de la duración pico-pico, estando éste limitado al ser únicamente pico-pico. Sin embargo, los resultados del área corroboran lo que se discutió, al aumentar la duración, y la amplitud, de la primera fase, esto se traduce en una mayor área de la *M-wave* al final de la rutina de fatiga. Sin embargo, a pesar de que el comportamiento del área con respecto al tiempo es el mismo, existen diferencias significativas para la mayoría de los músculos, siendo la variación más apreciable la del vasto lateral, con respecto al resto en la configuración monopolar distal. Se ha comprobado a lo largo de la mayoría de los parámetros que se han discutido, como este músculo y en esta configuración posee un comportamiento diferente del resto.

3.2 Estudio del efecto de la configuración

A continuación se muestran las conclusiones extraídas para los cambios entre las configuraciones. Al igual que como se presentaron en el apartado de resultados, se discutirán las curvas monopolar proximal y bipolar.

3.2.1 Amplitud de la primera fase

A pesar de que en la señal monopolar está clara la naturaleza de las distintas fases de la *M-wave*, no es así para la configuración bipolar. Éste tipo de configuración está gravemente afectada por la cancelación de señal debida a la interacción entre los potenciales captados por los dos electrodos. En los resultados obtenidos se aprecia que el efecto de la potenciación es menor en la configuración bipolar, pudiendo deberse al problema intrínseco de ésta, ya que el perfil temporal de la señal parece abstraerse de la propagación, e inevitable extinción, del potencial por la fibra. En [11] demuestran que la amplitud de la primera fase de la señal coincide con el primer cruce por cero la derivada de la *M-wave* proximal.

3.2.2 Amplitud de la segunda fase

Es sorprendente que, a pesar de que la señal bipolar es menos fiable que la monopolar debido a la cancelación, el resultado obtenido para la amplitud de la segunda fase en configuración bipolar es análogo al captado para las monopolares. Existe un claro aumento al comienzo del protocolo, pero éste se ve prematuramente interrumpido y decrece para luego estabilizarse. En la configuración bipolar la amplitud de la segunda fase se corresponde con el segundo cruce por cero de la *M-wave* [11]. Además, se han observado diferencias significativas en los tres músculos estudiados. Si bien, todos siguen la misma evolución temporal.

3.2.3 Amplitud pico-pico

Es bastante curioso el comportamiento de la amplitud pico-pico para la configuración bipolar. Si bien es cierto que el comienzo de la señal guarda gran parecido con la amplitud de la segunda fase, un rápido aumento de la amplitud seguido de una caída. Sin embargo, esta señal parece replicar su comportamiento, vuelve a tener una leve subida y termina decayendo. A pesar de que existen investigaciones [17] en los que se utiliza este parámetro para basar sus experimentos, tras comparar los resultados no parece que sea un buen

indicativo del comportamiento de las *M-waves*, ya que la información de ambas fases de la señal está mezclada.

3.2.4 Duración

La duración de la *M-wave* pico-pico para la señal bipolar se ha demostrado que está determinada por los cruces por cero de la primera derivada de la *M-wave* [11]. Mientras que para las monopulares reflejaba el tiempo medio de propagación del potencial desde el electrodo al tendón.

Parece clara la tendencia que tiene la duración con respecto del tiempo para este protocolo de fatiga. En todas las configuraciones se obtienen los mismos resultados, a medida que el sujeto se fatiga, y que disminuye la velocidad de conducción aumenta la duración de la *M-wave* hasta que llega un momento en el que se estabiliza y en la fase de recuperación se consigue llegar a un intervalo muy próximo al inicial.

En [11] proponen que se use este parámetro, en su configuración bipolar, para detectar los cambios en la MFCV. Lo que podría determinar la clara diferencia entre los grupos musculares estudiados. Se podría concluir que, debido a cambios intrínsecos de cada músculo, éstos propagan el potencial de distinta forma.

3.2.5 Frecuencia mediana

Es claro, para ambas configuraciones, como el comportamiento de la frecuencia mediana está estrechamente relacionado con la velocidad de conducción. El aumento de la MFCV reduce la dispersión entre los potenciales de las unidades motoras, lo que resulta en un realce de las fases. Como resultado se aprecia un incremento del rango frecuencial del espectro de la señal *M-wave*. En este caso no se aprecia un comportamiento distinto entre las configuraciones planteadas. Aunque si es significativa la discrepancia del recto femoral con respecto al resto de músculos.

3.2.6 Área

El área es un parámetro que viene determinado por la amplitud y la duración de la señal. Como se ha visto a lo largo de la discusión, las conclusiones que se extraen de la señal bipolar distan de las que se desprenden de la configuración monopolar, debido principalmente al problema de cancelación que sufre. Sin embargo, los resultados del área corroboran lo que se discutió, al aumentar la duración, y la amplitud, de la primera fase, esto se traduce en un mayor área de la *M-wave* al final de la rutina de fatiga.

3.3 Velocidad de conducción

Se ha confirmado que la velocidad de conducción disminuye, tal y como se espera. Este descenso ha sido muy pronunciado en el primer minuto, para posteriormente, en los minutos 2 y 3 bajar con una pendiente mucho más baja o incluso se ha mantenerse. Se ha comprobado que la variación temporal de la velocidad es muy similar al de frecuencia mediana e inversamente proporcional a la duración, la amplitud y el área. Este hallazgo aporta evidencias a la hipótesis de que el efecto de potenciación es debido en gran parte a la reducción de la velocidad de conducción.

Capítulo 6: Conclusiones y líneas futuras

1 Conclusiones

Se ha demostrado el efecto de potenciación eléctrica en tres músculos del cuádriceps: vastos lateral y medial y recto femoral. En concreto se observó un aumento significativo de la amplitud de la *M-wave*, durante contracciones sostenidas máximas, debidas principalmente a la fatiga y al decaimiento en la velocidad de conducción.

El efecto de potenciación se aprecia mejor en la configuración monopolar proximal, debido a que es la que se encuentra más lejos del tendón. Además, los resultados para la configuración bipolar son menos contundentes que para la configuración monopolar.

Asimismo, se ha comprobado que la velocidad de conducción disminuye a medida que el sujeto se fatiga. Además, se observó que tras una fase de recuperación la velocidad de conducción se recupera a valores similares a los de control. Estos cambios fueron corroborados por parámetros analizados de la *M-wave* como la duración, el área o la frecuencia.

Se ha demostrado que el comportamiento de las amplitudes de la primera y segunda fase de la *M-wave* no es el mismo, habiendo una clara disminución en la segunda fase a medida que la fatiga aumenta. Esto pone de relieve el error sistemático que comenten los investigadores al centrar su atención únicamente en la amplitud pico-pico de la *M-wave*.

Estos resultados son de gran interés para la interpretación de los cambios de los potenciales EMG durante la fatiga muscular, y aportan un mayor conocimiento sobre los cambios fisiológicos que experimenta el músculo durante la fatiga.

2 Líneas futuras

Con el fin de disminuir la aleatoriedad de la señal se recomendaría aumentar el número de sujetos del experimento.

Asimismo, del mismo estudio se puede profundizar en el análisis de la relación entre la fuerza y la EMG evocada a lo largo del protocolo.

También sería posible hacer énfasis en el estudio de los cambios en las configuraciones monopolares, proximal y distal.

Otra línea de investigación futura es la realización del mismo ejercicio en otro grupo muscular, con el fin de poder extrapolar los resultados obtenidos.

Sería interesante realizar el mismo estudio en otro grupo de edad, para comprobar la evolución del comportamiento a medida que el músculo envejece. Asimismo, también se podría realizar el experimento comparando los dos géneros.

Capítulo 7: Bibliografía

[1] Botter A, Oprandi G, Lanfranco F, Allasia S, Maffiuletti NA, Minetto MA. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. *Eur J Appl Physiol*. Vol. 111(10):2461-71. 2011.

[2] Rodriguez-Falces J, Maffiuletti NA, Place N. Spatial distribution of motor units recruited during electrical stimulation of the quadriceps muscle versus the femoral nerve. *Muscle Nerve*. Vol. 48(5):752-61. 2013.

[3] Vøllestad NK. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods*. Vol. 27;74(2):219-27. 1997

[4] Gómez-Campos, R. Cossio-Bolaños, M.A.; Brousett Minaya, M. y Hochmuller-Fogaca, R.T. Mecanismos implicados en la fatiga aguda. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. Vol. 10 (40) pp. 537-555. 2010.

[5] Fernández JM, Acevedo RC, Tabernig CB. Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. *Revista EIA*, (7). Vol. 111-119. 2007.

[6] Javier Rodriguez-Falces , Nicola A. Maffiuletti , Nicolas Place. Analysis of the power spectrum of the surface electromyogram and M-wave during intermittent maximal voluntary quadriceps contractions. *European Journal of Applied Physiology*. vol. 114 (9) pp. 1943-1954. 2014.

[7] Rodriguez-Falces J, Place N. Effects of muscle fibre shortening on the characteristics of surface motor unit potentials. *Med Biol Eng Comput*. Vol 52(2):95-107. 2013.

[8] Rodriguez-Falces J, Duchateau J, Muraoka Y, Baudry S. M-wave potentiation after voluntary contractions of different durations and intensities in the tibialis anterior. *Journal of Applied Physiology*. 2015.

[9] Brian C. Clark , Todd M. Manini , Dwight J. Thé , Neil A. Doldo , Lori L. Ploutz-Snyder. Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 94 (6) 2263-2272. 2013.

[10] Rob C. I. Wüst, Christopher I. Morse, Arnold de Haan, David A. Jones and Hans Degens. Sex differences in contractile properties and fatigue resistance of human skeletal muscle. *Exp Physiol*. Vol. 93.7 pp 843–850, 2008.

[11] Rodriguez-Falces J, Navallas J, Malanda A, Rodriguez-Martin O. Comparison of the duration and power spectral changes of monopolar and bipolar M-waves caused by alterations in muscle fibre conduction velocity. *J Electromyogr Kinesiol*. Vol. 24(4):452-64. 2014

[12] Andreassen S, Arendt-Nielsen L. Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *J Physiol*. Vol. 391:561-71. 1987

[13] Rodriguez-Falces J, Maffiuletti NA, Place N. Twitch and M-wave potentiation induced by intermittent maximal voluntary quadriceps contractions: differences between direct quadriceps and femoral nerve stimulation. *Muscle Nerve*. Vol. 48(6):920-9. 2013.

[14] Rodriguez-Falces J, Izquierdo M, González-Izal M, Place N. Comparison of the power spectral changes of the voluntary surface electromyogram and M wave during intermittent maximal voluntary contractions. *Eur J Appl Physiol*. Vol. 114(9):1943-54. 2014.

[15] Rodriguez-Falces J, Izquierdo M, González-Izal M, Place N. Comparison of the power spectral changes of the voluntary surface electromyogram and M-wave during intermittent maximal voluntary contractions. *Eur J Appl Physiol*. Vol. 114(9):1943-54. 2014.

[16] Mallor F, Paniello I. Análisis de la varianza. Tema 2. Inferencia estadística. Apuntes de Bioestadística y métodos de ayuda al diagnóstico médico. Departamento de Estadística e Investigación Operativa, UPNA, 2013.

[17] Jubeau M, Gondin J, Martin A, Van Hoecke J, Maffiuletti NA. Differences in twitch potentiation between voluntary and stimulated quadriceps contractions of equal intensity. *Scand J Med Sci Sports*. Vol. 20(1):e56-62. 2010.

[18] Rodriguez-Falces, J. and Place, N, Power spectral changes of the superimposed M wave during isometric voluntary contractions of increasing strength. *Muscle Nerve*. 2015